

Lehrstuhl für Präventive und Rehabilitative Sportmedizin an der TU München

Lehrstuhl für Bewegungs- und Trainingslehre an der TU München

Stellenwert verschiedener Trainingsprogramme in der Prävention der Osteoporose

Monika Siegrist

Vergleich einer Wirbelsäulengymnastik mit einem konventionellen dynamischen Krafttraining und mit einem Krafttraining an oszillierenden Geräten im Hinblick auf Veränderungen von Knochenparametern und Muskelkraft sowie Befindlichkeit und Schmerzempfinden

Prospektive, randomisierte und kontrollierte Trainingsstudie über zwölf Monate

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Sportwissenschaft der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Philosophie genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. A. Imhoff

Prüfer der Dissertation: 1. Univ.-Prof. Dr. Dr. h.c. M. Grosser, i.R.

2. Univ.-Prof. Dr. D. Jeschke, i.R.

Die Dissertation wurde am 21.07.2003 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Sportwissenschaft am 24.03.2004 angenommen.

INHALTSVERZEICHNIS

INHALTSVERZEICHNIS	2
ABKÜRZUNGEN.....	5
1 EINLEITUNG	7
2 THEORETISCHE ASPEKTE	12
2.1 Der Knochenstoffwechsel.....	12
2.1.1 Bestandteile des Knochens	12
2.1.2 Knochenaufbau und Knochenarten	17
2.1.3 Knochenumbau – Modeling und Remodeling.....	21
2.1.4 Konzepte zum Knochenumbau	25
2.1.5 Knochenumbauprozesse und Knochenmarker.....	32
2.1.6 Die Knochenmineraldichte (BMD) und ihre Bedeutung	34
2.1.7 Biomechanische Eigenschaften des Knochens.....	37
2.1.8 Mechanische Reize und Auswirkungen auf den Knochen.....	41
2.2 Allgemeine Aspekte zur Muskulatur	47
2.2.1 Aufbau der Skelettmuskulatur	47
2.2.2 Das sarkomere Zytoskelett.....	48
2.2.3 Neuronale Aspekte der Kraft	51
2.2.4 Die Muskelkontraktion - Der Querbrückenzyklus.....	52
2.2.5 Die Skelettmuskelfasertypen	53
2.2.6 Die Steuerung der motorischen Einheiten.....	54
2.2.7 Einflussfaktoren auf die Kraftentwicklung.....	55
2.2.8 Die Kraftübertragung von der Muskulatur auf den Knochen.....	58
2.2.9 Aspekte zum Krafttraining im Rahmen der Studie.....	59
2.3 Veränderungen im Alter	65
2.3.1 Allgemeine strukturelle und funktionelle Veränderungen im Alter	65
2.3.2 Altersbedingte Veränderungen an der Skelettmuskulatur	66
2.3.3 Altersbedingte Veränderungen am Knochen.....	68
2.3.4 Osteopenie und Osteoporose.....	72
2.3.5 Risikofaktoren für Hüftfrakturen.....	74
2.4 Training im Alter	78
2.4.1 Allgemeine Trainingseffekte im Alter	78
2.4.2 Muskuläre Anpassungen durch Training bei Älteren	78
2.4.3 Osteogene Effekte durch Training im Alter.....	80
2.5 Sportliche Aktivität, Befindlichkeit und Schmerzempfinden	86
2.5.1 Gesellschaftlicher Wandel und Auswirkungen auf die Gesundheit...86	
2.5.2 Modelle über die Zusammenhänge von Sport und Psyche	87
2.5.3 Physiologische und psychologische Erklärungsansätze	89
2.5.4 Kurzfristige Veränderungen der Befindlichkeit im Sport	90

2.5.5	Langfristige Veränderungen der Befindlichkeit im Sport.....	90
2.5.6	Die Drop-Out-Problematik im Gesundheitssport	91
2.5.7	Darstellung von Befindlichkeit und Schmerzempfinden.....	92
3	EMPIRISCHE UNTERSUCHUNG	94
3.1	Probandinnen	94
3.2	Studienablauf.....	95
3.3	Übersicht über die durchgeführten Untersuchungen	97
3.3.1	Laborparameter.....	97
3.3.2	Anamnese und klinische Untersuchung	99
3.3.3	Fahrradergometrie.....	99
3.3.4	Knochendichtemessungen an Lendenwirbelsäule und am Collum	100
3.3.5	Muskelflächenmessung am Unterschenkel	100
3.3.6	Kraftmessungen	101
3.3.7	Fragebögen	105
3.4	Parellisierung und Randomisierung der Gruppen.....	107
3.5	Interventionen.....	107
3.5.1	Wirbelsäulengymnastik	107
3.5.2	Galileo-Krafttraining.....	109
3.5.3	Konventionelles Krafttraining.....	110
3.6	Statistische Auswertung.....	116
3.6.1	Fallzahlplanung	116
3.6.2	Auswertung	116
3.6.3	Störvariablen	118
3.7	Ergebnisse	122
3.7.1	Studienabbrüche und Vergleichbarkeit der Gruppen.....	122
3.7.2	Anthropometrische Parameter im Studienverlauf	127
3.7.3	Veränderungen der Knochenparameter	129
3.7.4	Veränderungen der Muskelkraft	141
3.7.5	Veränderungen der Muskelfläche.....	155
3.7.6	Veränderungen in ergometrischen Parametern.....	158
3.7.7	Veränderungen von Stoffwechselfparametern	163
3.7.8	Veränderungen von Befindlichkeit und Schmerzempfinden	166
3.7.9	Zusammenhänge zwischen den Untersuchungsparametern	172
3.8	Diskussion	185
3.8.1	Analyse der vorzeitigen Studienabbrüche	185
3.8.2	Veränderungen in den anthropometrischen Daten.....	186
3.8.3	Osteogene Effekte der Trainingsprogramme.....	186
3.8.4	Veränderung der Muskelkraft durch das Training.....	195
3.8.5	Veränderung der Kraft und Muskelflächenmessung.....	201
3.8.6	Veränderung der dynamischen muskulären Leistungsfähigkeit in der Ergometrie.....	201
3.8.7	Veränderungen der Stoffwechselfparameter	202

3.8.8	Trainingseffekte auf Befindlichkeit und Schmerzempfinden	202
3.8.9	Zusammenhänge zwischen den Ergebnissen	205
3.8.10	Stellenwert der Trainingsprogramme in der Osteoporose- Prävention	208
3.9	Schlussfolgerungen	213
4	ZUSAMMENFASSUNG	218
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	220
	TABELLENVERZEICHNIS	225
	LITERATURVERZEICHNIS	227
	ANHANG	246

ABKÜRZUNGEN

aBMD:	flächenbezogene Mineraldichte
BAP:	knochenspezifische alkalische Phosphatase
BMC:	Bone mineral content
BMD:	Bone mineral density
BMI:	Body-Mass-Index
CTx:	Carboxy-terminale Crosslink-Telopeptide
CV:	Variationskoeffizient innerhalb des Assays
DXA:	Dual X-Ray Absorptiometry
EKG:	Elektrokardiogramm
EMG:	Elektromyogramm
IGF-1:	Insulin like growth factor 1
IL-1:	osteoklastenstimulierendes Interleukin
IL-6:	osteoklastenstimulierendes Interleukin
Hf:	Herzfrequenz
Hg:	Quecksilber
Hz:	Hertz
LWK:	Lendenwirbelkörper
LWS:	Lendenwirbelsäule
MV:	Mean value
n:	Anzahl der Analysen
n.s.:	nicht signifikant
NTx:	amino-terminale Crosslink-Telopeptide
OC:	Osteocalcin
Pmax:	maximale Leistung
Prel:	relative Leistung

pQCT:	periphere quantitative Computertomographie
PTH:	Parathormon
RANKL:	osteoklastenaktivierendes Zytokin der TNF-Familie
ref:	Referenzbereich für prämenopausale Frauen
RNA:	Ribonucleinsäure
U/min:	Umdrehungen/Minute
SD:	Standardabweichung
SSI:	Knochenfestigkeitsindex (auch BSI – bone strength index)
TGF-Beta:	Transforming growth factor β
TNF:	Tumornekrosefaktor
VAS:	Visuelle Analogskala
vBMD:	volumetrische Knochendichte
WS:	Wirbelsäule
1-RM:	Einwiederholungsmaximum

1 EINLEITUNG

Höhere Lebenserwartungen und weniger Geburten führen zu einer deutlichen Verschiebung der Altersstruktur in den Industrieländern. In den nächsten Jahren wird ein weiteres Ansteigen des Seniorenanteils an der Gesamtbevölkerung und ein Rückgang des Anteils der jüngeren Generation erwartet. Diese Prognosen und die ständig steigenden Kosten im Gesundheitswesen sprechen dafür, dass dringend wirksame Maßnahmen zur Gesunderhaltung und gesundheitlichen Wiederherstellung nach Krankheiten gefunden werden müssen, um Folgekosten möglichst gering zu halten. Viele unserer heutigen Zivilisationskrankheiten hängen mit unserem Lebensstil und dem damit häufig verbundenen Bewegungsmangel zusammen. So sind viele „altersbedingte“ Einschränkungen eigentlich Veränderungen, die durch zu wenig körperliche Aktivität entstehen.

Positive Effekte durch Bewegung im Alter sind möglich wie zum Beispiel die Verringerung altersbedingter Leistungseinbußen, die positive Beeinflussung des psychischen Gesundheitszustandes, die Verbesserung der Funktionsfähigkeit und Mobilität oder die Unterstützung der Rehabilitation bei akuten oder chronischen Erkrankungen.

Eine weit verbreitete Erkrankung im Alter ist die Osteoporose, die zu schmerzhaften Veränderungen an der Wirbelsäule und erhöhtem Fraktur-Risiko führt. Lange Zeit wurde der „Witwenbuckel“, der osteoporose-typische Rundrücken, als altersbedingt hingenommen. Erst vor einigen Jahren etablierten sich Behandlungsstrategien und präventive Konzepte, die die körperliche Aktivität als einen wesentlichen Therapiebestandteil beinhalten.

Dabei wurden Zusammenhänge zwischen mechanischen Reizen und der Form des Knochens oder Skeletts schon 1638 von Galileo erwähnt. Roux beschrieb 1881, dass mechanische Reize über Signale biologische Prozesse beeinflussen, und Wolff veröffentlichte etwa zur gleichen Zeit die Überlegung, dass sich der Knochen mechanischen Erfordernissen anpasst, „form follows function“. Ziel der Knochenanpassung ist ein optimales Verhältnis zwischen stabilen und leichten Knochen (van der Meulen und Huiskes 2002). Fortgeführt wurden die Überlegungen unter anderem von Frost, der die Knochenauf- und

-umbauprozesse präzisierte und die Theorie des Mechanostats in den Paradigmen von Utah (Frost 2001) aufstellte oder von Turner und Pavalko (1998), die die möglichen Auswirkungen von mechanischen Reizen über den Weg der Mechanotransduktion beschrieben. Diese Gedankengänge, von denen die neueren nachfolgend ausführlicher dargestellt werden, bilden die theoretische Grundlage, zur Vorbeugung und Therapie der Osteoporose körperliche Aktivität zu nutzen.

Allerdings gibt es keine klaren Aussagen, welche Art von körperlicher Aktivität besonders effektiv zur Aktivierung des Knochenstoffwechsels, zur Verbesserung des Allgemeinbefindens oder zur Sturzprophylaxe geeignet ist.

Verschiedene Studien zeigen Zusammenhänge zwischen körperlicher Aktivität und Knochendichte. Die Ergebnisse sind allerdings nicht einheitlich (Layne und Nelson 1999; Vuori 2001) und beziehen sich häufig nur auf Querschnittsstudien oder auf Trainingsstudien mit jungen Personen, während Frauen im postmenopausalen Alter nicht so häufig im Rahmen von länger geführten Trainingsstudien untersucht wurden. Einige Studien beziehen sich nur auf einen kurzen Zeitraum und weisen entweder keine Veränderungen oder überraschend hohe Kraft- und Knochenmassen-Gewinne in kurzer Zeit auf. Viele Studien untersuchen nur die Veränderung der Knochendichte, die für die Bestimmung der Lebensqualität von Frauen mit erniedrigter Knochendichte nicht allein ausschlaggebend ist.

In den letzten Jahren wurden von verschiedenen Arbeitsgruppen (Bosco et al. 1999; Issurin et al. 1994; Rittweger et al. 2000b; Torvinen et al. 2002) Trainingsgeräte mit höherfrequenten Impulsen hinsichtlich der positiven Beeinflussung von Muskelkraft, -schnelligkeit und -leistung untersucht. Darüber hinaus wurde vermutet, dass diese oszillierenden Trainingsgeräte eine positive Wirkung auf den Knochenstoffwechsel haben könnten, so dass derzeit in Studien an gesunden älteren Männern und Frauen bis zum 70. Lebensjahr beobachtet wird, ob sie eine Trainingsmöglichkeit gegen den altersbedingten Muskel- und Knochenabbau bilden könnten. Die bisherigen Untersuchungen lassen den Einsatz dieser Geräte in der Prävention der Osteoporose als sinnvoll und als mögliche Alternative zu anderen Trainingsmaßnahmen erscheinen.

Um körperliches Training und Sport effektiv als präventives Mittel gegen Osteoporose einsetzen zu können, müssen verschiedene Aspekte geklärt werden. Ist die Höhe der Knochendichte entscheidend zur Beurteilung der Schwere der Osteoporose oder ist die Sturzwahrscheinlichkeit und das damit verbundene Fraktur-Risiko von ebenso großer Bedeutung? Welche Aussagefähigkeit hat die Knochendichte bei Frauen mit Osteoporose? Gibt es andere Faktoren, wie die der Knochenarchitektur und -qualität, die mitberücksichtigt werden müssen?

Sind Sportarten mit hohem Kraftaufwand am effektivsten, und führen Ausdauersportarten tatsächlich zur Verschlechterung der Knochenmasse? Müssen alle älteren Frauen unbedingt Krafttraining durchführen oder reicht bereits regelmäßige Gymnastik aus?

Kann Sport nur im Wachstumsalter osteogene Reize erzeugen und passt sich der Knochen nach der Menopause nicht mehr an mechanische Reize an? Muss deshalb die eigentliche Prophylaxe in jungen Jahren stattfinden? Sind die in jungen Jahren erworbenen Effekte im Alter noch wirksam (Seeman 2002)?

Es stellt sich außerdem die Frage, ob Anpassungen des Knochens mit den derzeitigen Messmöglichkeiten erfassbar sind. Ist ein Training nur effektiv, wenn es die Knochendichte erhöht oder ist auch die Verbesserung der Leistungsfähigkeit und die Reduzierung des Sturzrisikos von großer Bedeutung? Hat die Abnahme des Schmerzempfindens oder die Verbesserung der Befindlichkeit durch das Training nicht auch einen großen Stellenwert?

Es gibt viele offene Fragen zum Bereich körperliches Training, Sport und Osteoporose. Folgende sollen im Rahmen dieser Arbeit beantwortet werden:

1. Welche Veränderungen im muskuloskelettalen und psychischen Bereich können postmenopausale Frauen durch regelmäßiges Training erreichen?
2. Welche Zusammenhänge bestehen zwischen Veränderungen an der Muskulatur und dem Knochenstoffwechsel?
3. Wie wirken sich Anpassungen an der Muskulatur auf Befindlichkeit und Schmerzempfinden aus?
4. Welche Trainingsformen sind bezüglich positiver Adaptionen an Muskulatur, Knochenstoffwechsel und Befindlichkeit am effektivsten?

Um diese Fragen zu klären, wurde am Lehrstuhl und an der Poliklinik für Präventive und Rehabilitative Sportmedizin der TU München eine kontrollierte randomisierte und prospektive Studie an 69 postmenopausalen Frauen mit Osteopenie durchgeführt, die entweder nur an einer Wirbelsäulengymnastik oder an einer Wirbelsäulengymnastik in Kombination mit einem konventionellen Krafttraining oder mit oszillierenden Trainingsgeräten teilnahmen. Das Ziel der Studie war der Vergleich der drei Trainingsprogramme hinsichtlich ihrer Auswirkungen auf folgende Untersuchungsparameter:

Primärer Endpunkt

Prozentuale Veränderung der flächenbezogenen Knochenmineraldichte (aBMD) und des Knochenmineralgehalts (BMC) an der Lendenwirbelsäule (LWK 2 bis 4) und am rechten Oberschenkelhals (Collum) im Vergleich zur Basisuntersuchung

Sekundäre Endpunkte

- Prozentuale Veränderung der volumetrischen Knochendichte (vBMD) im Vergleich zu den Basiswerten an Radius und Tibia distal trabekulär (4-Prozent-Messbereich) sowie Radius und Tibia distal kortikal (14-, 38- und 66-Prozent-Messbereich)
- Prozentuale Veränderung der Knochenfestigkeit im Vergleich zur Basisuntersuchung gemessen als SSI (Stress-Strain-Index) an Radius und Tibia (14-, 38- und 66-Prozent-Messbereich)
- Prozentuale Veränderung der Knochenstoffwechselfparameter Osteocalcin (OC), knochenspezifische alkalische Phosphatase (BAP) und carboxy-terminalen Crosslink-Telopeptide (CTx) sowie die Veränderung der Calcium- und anorganischen Phosphat-Konzentration im Serum im Vergleich zur Basisuntersuchung
- Prozentuale Veränderung der Muskelquerschnittsfläche am Unterschenkel (66-Prozent-Messbereich) im Studienverlauf
- Prozentuale Veränderung der Maximalkraft und des isometrischen Drehmoments der Arme und Beine, der Haltekraft der Arme, der Handkraft sowie prozentuale Veränderung von Arbeit und Leistung der unteren Extremitäten

- Veränderung der Befindlichkeit im Studienverlauf (Visuelle Analog-Skala nach Guilford (1954))
- Veränderung des Schmerzniveaus im Rücken- und Nackenbereich im Studienverlauf (Visuelle Analogskala nach Guilford)

Die Ergebnisse aus den drei unterschiedlichen Trainingsprogrammen sollen helfen, detailliertere Trainingsempfehlungen zum präventiven Einsatz von Sport bei Osteopenie oder Osteoporose geben zu können.

In dieser Arbeit werden zunächst Grundlagen zum Knochenstoffwechsel und zur Muskulatur sowie altersspezifische Veränderungen in diesen Bereichen beschrieben. Einen weiteren Aspekt bilden Zusammenhänge zwischen körperlicher Aktivität und psychischen Veränderungen. Vor dem Hintergrund dieser Schwerpunkte sollen die Ergebnisse der Trainingsstudie im Bereich der Knochen- und Kraftparameter sowie der Befindlichkeit und des Schmerzempfindens betrachtet und diskutiert werden.

In einer zweiten Dissertation an der Fakultät für Sportwissenschaften, die im Rahmen dieser Studie entstanden ist, werden von Herrn Christoph Lammel, die funktionellen Adaptionen des muskuloskelettalen Systems unter besonderer Berücksichtigung biomechanischer Betrachtungsweisen untersucht.

2 THEORETISCHE ASPEKTE

2.1 Der Knochenstoffwechsel

2.1.1 Bestandteile des Knochens

Der Knochen ist ein komplexes Material, das anisotrop ist und unterschiedliche Festigkeit bezüglich Biegung, Druck und Scherkräften aufweist. Diese mechanischen Eigenschaften unterscheiden sich innerhalb der verschiedenen Körperregionen, im Altersverlauf oder bei Krankheiten. Der Knochen besteht zu 30 Prozent aus organischer Knochensubstanz (Osteoid) sowie zu 70 Prozent aus Mineralstoffen. Die organische Knochensubstanz gliedert sich auf in zwei Prozent knochenspezifische Zellen (Osteoklasten, Osteoblasten und Osteozyten) sowie 98 Prozent Knochenmatrix (davon 95 Prozent Kollagen Typ 1 und fünf Prozent nichtkollagene Proteine wie Osteocalcin, Osteonektin, Knochenproteoglykane, Knochensialoproteine oder morphogenetische Knochenproteine u.a.). Der Knochen zeichnet sich durch physikalische Härte und biologische Plastizität aus. Dies beruht sowohl auf der Einlagerung von Kalksalzen in die fibrillenführende Grundsubstanz als auch auf der starken Vaskularisierung mit intensivem Stoffaustausch. Die organischen und anorganischen Substanzen durchdringen einander innig und können erst mikroskopisch voneinander unterschieden werden. Aufgabe des Knochens ist es, das Körpergewicht zu tragen und den Körper zu stabilisieren, aber auch die Calciumhomöostase aufrecht zu erhalten (Netter 1992, S. 169).

Osteoblasten

Bei den Osteoblasten handelt es sich um undifferenzierte Mesenchymzellen aus dem Knochenmark, die sich aus den Präosteoblasten entwickeln. Es sind metabolisch sehr aktive Zellen, die ein ausgeprägtes endoplasmatisches Retikulum und eine große Anzahl von Ribosomen mit RNA besitzen. Sie sind epithelartig an der Knochenanbauseite angelagert und für die Knochenneu- und -umbildung verantwortlich. Sie sezernieren zuerst Kollagen für die Bildung der unmineralisierten Matrix, die einen Osteoid-Saum aus präossärem Gewebe mit Kollagen und Knochenproteinen bei einer Dicke von 6 bis 10 μm bildet. Im Anschluss an den Osteoid-Saum findet man eine „Kalzifizierungsfront“, in der das

Osteoid unter osteoblastärer Kontrolle während 5 bis 10 Tagen reift. Danach erfolgt die Anlagerung von Hydroxylapatit-Kristallen. Den Knochenabschluss an der Oberfläche bilden inaktive Osteoblasten, die bone lining cells (Knochenabschluss-Zellen) (Christiansen und Riis 1990, S. 33).

Osteozyten

Osteozyten sind in die Knochengrundsubstanz eingemauerte Osteoblasten (etwa 10 bis 20 Prozent der Osteoblasten). Sie haben lange Fortsätze (Dendriten), befinden sich in den Lakunen des Knochengewebes und stehen mit den anderen Osteozyten, bone lining cells und Osteoblasten über gap junctions in Verbindung. Sie gelten als Sensoren für mechanische Signale und spielen für die Theorie des Mechanostats von Frost ebenso eine Rolle wie bei den Überlegungen zur Mechanotransduktion nach Turner und Pavalko. Osteozyten haben jeweils zu mehreren Osteoblasten Kontakt und geben so Reize weiter. Die Osteoblasten, die ihrem jeweiligen Osteozyt am nächsten sind, werden in die meisten Prozesse mit eingebunden, während der Austausch mit entfernteren Osteoblasten nur bei höheren Reizen erfolgt (Rauch und Rittweger 2001). Nach der Wahrnehmung mechanischer Reize beeinflussen die Osteozyten die Osteoblasten- und -klastentätigkeit und führen so zum Knochenumbau. Aufgrund der bei den Osteozyten vorhandenen Parathormon-Rezeptoren wird vermutet, dass die Osteozyten sowohl Mechanorezeptoren aber auch systemische Regulatoren des Mineralhaushaltes sind (Cullinane 2002).

Osteoklasten

Osteoklasten sind multinukleare, polymorphe Zellen, die aus monozytären Stammzellen des Knochenmarks stammen. Ihr Durchmesser beträgt 20 bis 100 μm . Sie enthalten saure Phosphatase und bauen Knochen enzymatisch ab, indem sie die oberflächlichen bone lining cells zerstören und die darunterliegende Knochenmatrix in Erosionslakunen (Howship'schen Lakunen) resorbieren. Osteoklasten haben eine Lebensdauer von etwa zwölf Tagen (Parfitt 2002). Dabei resorbiert ein Osteoklast die gleiche Menge Knochensubstanz, die im selben Zeitraum von 100 Osteoblasten produziert wird. Die Osteoklastentätigkeit wird von den Osteoblasten gesteuert. Unter dem Einfluss von Parathormon (PTH) und 1,25dihydroxy-Vitamin-D nehmen die Osteoklasten an Zahl und Aktivität zu, während Kalzitinin sowohl Aktivität als auch Anzahl verringert. Bio-

chemische Marker gesteigerter Osteoklastenaktivität sind ein erhöhter Spiegel der tartrat-resistenten sauren Phosphatase sowie Hydroxyprolin (Christiansen und Riis 1990).

Basic Multicellular Unit (BMU)

Die basic multicellular units (BMU's) (Abbildung 1) bestehen aus Osteoklasten, Osteoblasten, Blutgefäßen und Bindegewebe. In den Resorptionslakunen der BMU's findet der Knochenabbau durch die Osteoklasten und das Wiederauffüllen der Lakunen durch die Osteoblasten statt. Die einzelnen BMU's weisen unterschiedliche Größe, Resorptionstiefen, Lebensspannen, Umbauraten oder Aktivierungsfrequenzen auf (Hernandez et al. 2000).

Eine erste primäre Kalzifizierung erfolgt in wenigen Tagen. Die gesamte Umbauphase, bis der Knochen wieder seine maximale Härte erreicht, dauert mehrere Monate und lässt sich in verschiedene Abschnitte gliedern. Die Resorptionsphase im trabekulären Knochen, in der die Osteoklasten den Knochen abbauen, dauert etwa 60 Tage. Daran schließt sich die Reversal-Phase an, die Zeit zwischen dem Abbau durch die Osteoklasten und dem Beginn der Osteoblastentätigkeit, die etwa 57 Tage dauert. Die „mineralisation lag time“ (Zeit zwischen der Osteoidformation und -mineralisation) beträgt etwa 22 Tage. Die anschließende Formationsphase, währenddessen das Osteoid mineralisiert wird, umfasst nochmals etwa 175 Tage (Hernandez et al. 2000). Für den kortikalen Knochen wird ein etwas kürzerer Remodeling-Zyklus angenommen. Studien, die Umbauvorgänge erfassen wollen, müssen über einen entsprechend langen Zeitraum durchgeführt werden.

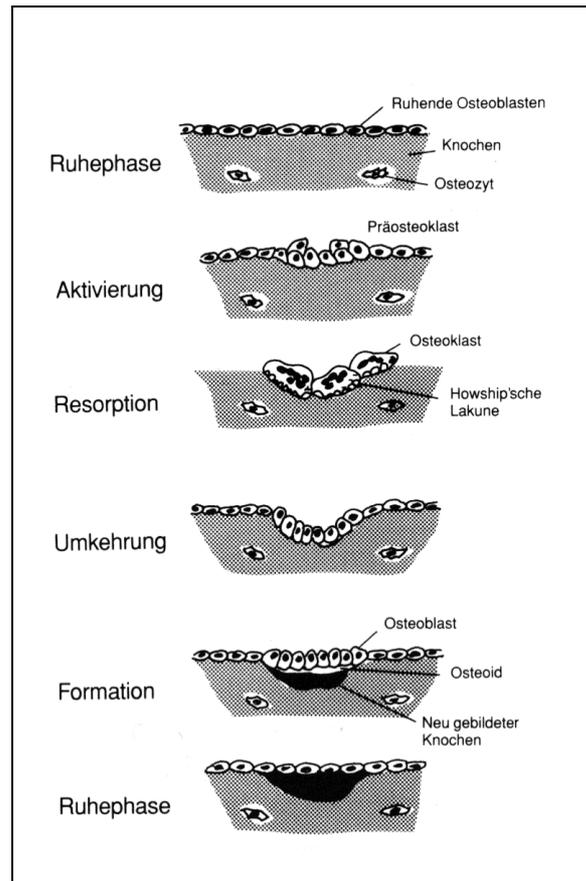


Abbildung 1: Knochenresorption und -formation in einer BMU (Christiansen und Riis 1990, S. 33)

Gap Junctions

Sowohl Osteoblasten als auch Osteoklasten besitzen gap junctions, membran-spannende Kanäle, die jeweils aus zwei Hexameren (Connexonen) mit sechs Protein-Untereinheiten bestehen (Abbildung 2).

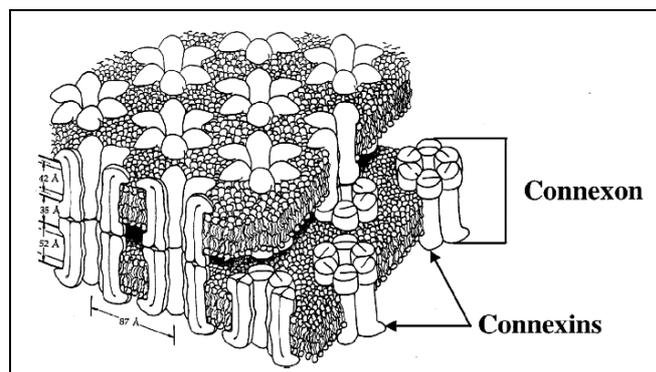


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Gap-Junction-Verbindungen (Donahue 2000, S. 418)

Sie erlauben den direkten Austausch von kleinen Molekülen (Calciumionen, Ionisitolphosphat, zyklische Nukleotide) und die Kommunikation innerhalb des

Knochens. Gap junctions werden durch mechanische Signale (elektrische Felder, Flüssigkeitsverschiebungen) oder durch Hormone wie PTH aktiviert. Sie tragen wesentlich zur Osteoblastendifferenzierung und Ausbildung der extrazellulären Matrix bei. Störungen in der Permeabilität der gap junctions führen zur Abnahme des Reaktionsvermögens auf Hormone und zur Herabregulation der Genexpression von Osteocalcin und Knochensialoprotein, beides nichtkollagene Proteine, die für die Knochenmineralisation nötig sind (Schiller et al. 2001).

Lakuno-canaliculäre Netzwerk

Das lakuno-canaliculäre Netzwerk besteht aus nicht mehr aktiven Osteoblasten (Präosteozyten und Osteozyten) und gap junctions. Extrazelluläre Reize werden von den Osteozyten über gap junctions weitergeleitet und umgewandelt und führen dann an den Präosteoblasten oder Osteoblasten zur Differenzierung und Bildung neuen Knochens (Abbildung 3).

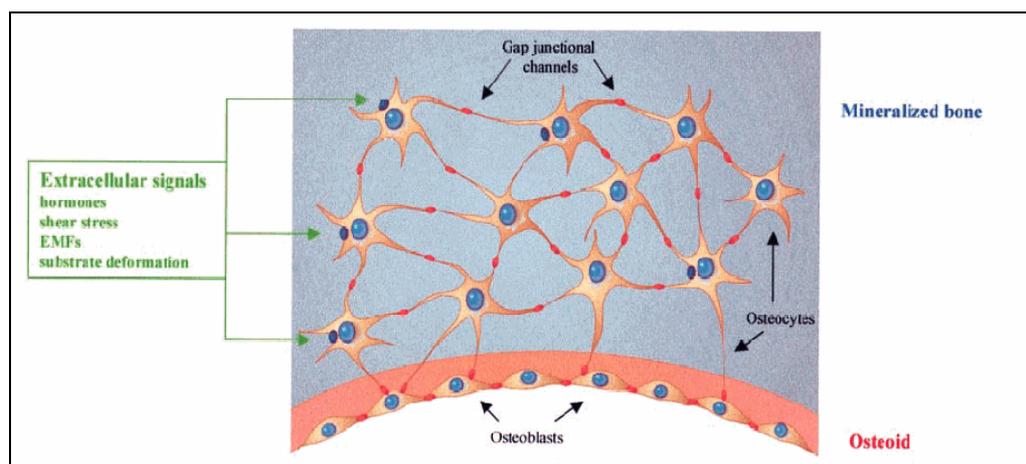


Abbildung 3: Rolle der Gap Junctions und des lakuno-canaliculären Netzwerkes beim Knochenumbau (Donahue 2000, S. 420)

Kollagen

95 Prozent der Knochenmatrix besteht aus Kollagen, vor allem Typ-I-Kollagen, das entlang mechanischer Spannungslinien abgelagert wird. Die Kollagenmoleküle setzen sich aus miteinander verwundenen Polypeptidketten, den α -Ketten, zusammen, die eine einfache Primärstruktur, z.B. Glycin-Prolin-Hydroxyprolin besitzen, aber sehr unterschiedlich in ihrer Tripelhelix sein können. Dieser Aufbau ermöglicht einen großen Dehnungswiderstand. Die Aufgabe des Kollagens ist es, die Stabilität des Gewebes zu erhalten. Dabei werden sie unterstützt von Proteoglykanen (Makromolekülen mit Kernproteinen und verschiedenen Binde-

Regionen) und Cross-Links (Querverbindungen mit stabilisierender Wirkung) (Netter 1992, S. 169).

2.1.2 Knochenaufbau und Knochenarten

Den Ausgangspunkt für die Entwicklung der Knochen des menschlichen Skeletts stellt das embryonale Bindegewebe (Mesenchym) dar, aus dem die Knochen auf zwei unterschiedlichen Wegen gebildet werden.

Desmale Ossifikation

Manche Knochen des Menschen wie die des Schädeldaches, des Gesichts oder des Schlüsselbeins ossifizieren primär aus dem Mesenchym (desmale Ossifikation). Das Bindegewebe selbst verknöchert durch Einlagerung von Apatit. Die beteiligten Mesenchymzellen werden zu Osteoblasten und Osteozyten. Es kommt zur Ausbildung eines Geflechtknochens. Später wird der Geflechtknochen durch Verkleinerung der Markräume in Lamellenknochen umgewandelt und im Randbereich kompakter Knochen gebildet (Tittel 1994, S. 37).

Chondrale Ossifikation (Indirekte Ossifikation)

Die häufigere Knochenentwicklung erfolgt über die indirekte chondrale Ossifikation, bei der ein zunächst hyaliner Knorpel schrittweise durch Knochengewebe ersetzt wird. Ähnlich wie bei der desmalen Ossifikation kommt es zur Verknöcherung der bindegewebigen Außenhülle der Knorpelanlage, dabei wird das Perichondrium zum Periost. Um die Schaftmitte erfolgt die Ausbildung einer Knochenmanschette, die Knorpelgrundsubstanz verkalkt und die Chondrozyten hypertrophieren. Es kommt durch zahlreiche Umbauprozesse zur Ausprägung einer Markhöhle.

Bis zum Ende der Pubertät treten an den Enden der Röhrenknochen Knochenkerne auf, die ein Längenwachstum ermöglichen. Der Knorpel in der Epiphysenfuge wird bis zum Abschluss des Wachstumsalters knöchern durchsetzt (Abbildung 4) (Tittel 1994, S. 38).

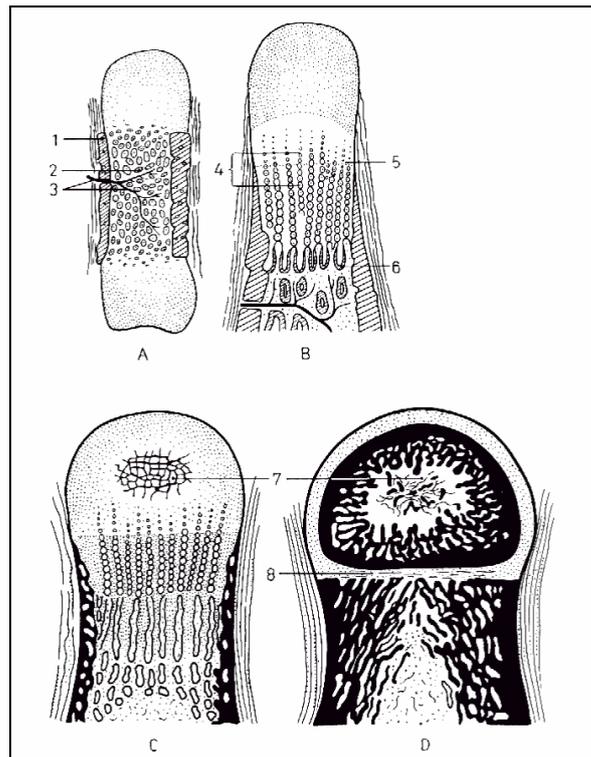


Abbildung 4:

Entwicklung eines Ersatzknochens (Tittel 1994, S. 38)

- A: Es kommt zuerst zur Ausbildung einer perichondralen Knochenmanschette und im Anschluss zur Auftreibung der Knorpelzellen und Einwanderung eines Gefäßsprosses.
- B und C : Schrittweise Umwandlung von Kleinknorpelzellen, Reihen- und Säulenknorpeln bis zum Großzellenknorpel
- D: Ausbildung der Markhöhle, der Epiphyse und des Gelenkknorpels

Geflecht- und Lamellenknochen

Im Kindesalter, nach Frakturen und unter pathologischen Bedingungen findet man als provisorische Bauform den Geflechtknochen, der bereits das Prinzip der ineinander geschobenen Röhren mit Lamellen und damit eine hohe Druck- und Zugfestigkeit aufweist, dem aber eine große Biegefestigkeit fehlt. Dieser Knochen wird normalerweise durch den höher strukturierten Lamellenknochen ersetzt.

Zum Lamellenknochen gehören der kompakte Knochen, der bei Röhrenknochen im äußeren Bereich zu finden ist, und der trabekuläre Knochen, der an den Enden der Röhrenknochen oder in den Wirbelkörpern vorkommt. Unterscheiden lassen sich die zwei Knochengewebe anhand ihrer relativen Dichte, die beim kortikalen Knochen etwa $1,8 \text{ g/cm}^3$ beträgt und beim trabekulären Knochen zwischen $0,5$ und $0,7 \text{ g/cm}^3$ schwankt.

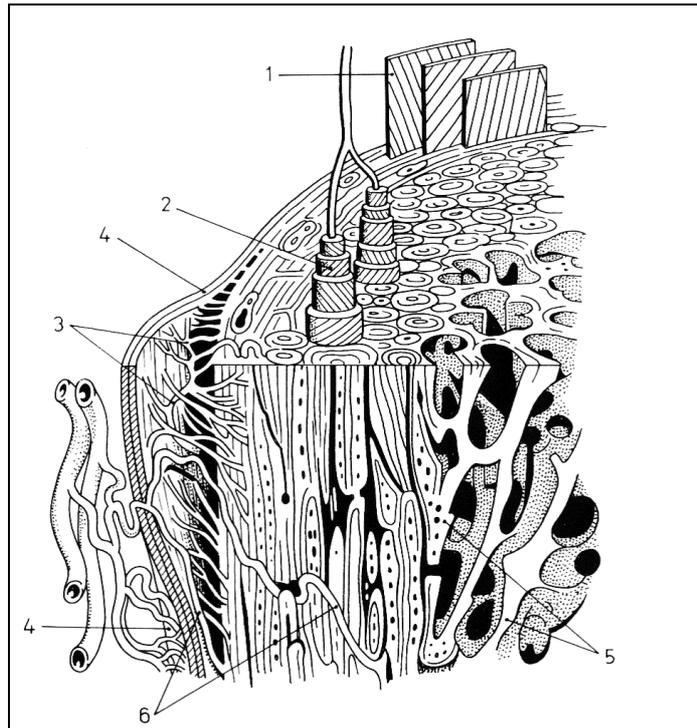


Abbildung 5:

Aufbau des Röhrenknochens mit Lamellenknochen und trabekulärem Knochen (Tittel 1994, S. 43)

1. Äußere Grund- oder General-Lamelle
2. Osteon mit längsverlaufenden Blutgefäßen
3. Sharpey'schen Fasern
4. Periost
5. Spongiosabälkchen
6. Volkmann'sche Kanal

Der kompakte Knochen besteht aus parallel angeordneten 3 bis 10 μm dicken Kollagenfaserbündeln (Lamellen), die sich mit den benachbarten Lamellen verbinden. Die äußeren (beim Röhrenknochen auch inneren) Lamellen werden als General-Lamellen bezeichnet, die mittleren als Havers-Lamellen (Abbildung 5).

Mehrere Lamellen, die sich konzentrisch um einen Zentralkanal (Havers-Kanal) anlagern, bilden ein Osteon mit Gefäßen, Nerven und lockerem Bindegewebe. Von hier aus erfolgt die Ernährung der Osteozyten, die sich in den Knochenlakunen zwischen den Lamellen befinden. Die Osteone werden von einer Kittlinie (Zementlinie) umgeben, die wenig Kollagen und einen hohen Anteil an anorganischer Matrix enthält (Abbildung 6).

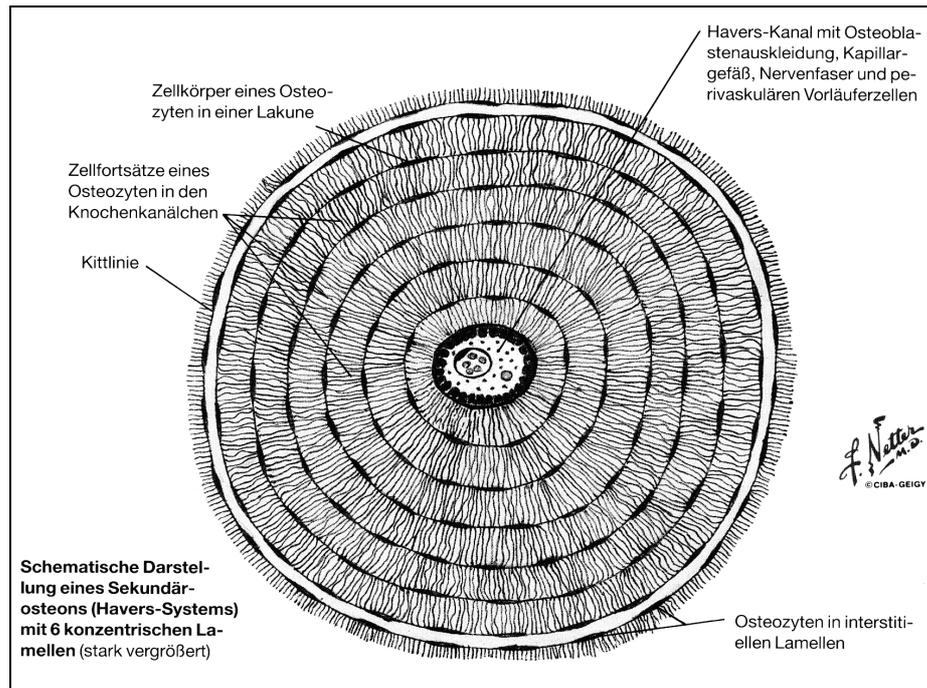


Abbildung 6: Osteon mit innerem Havers-Kanal und Osteozyten in den Lakunen (Netter 1992, S.135)

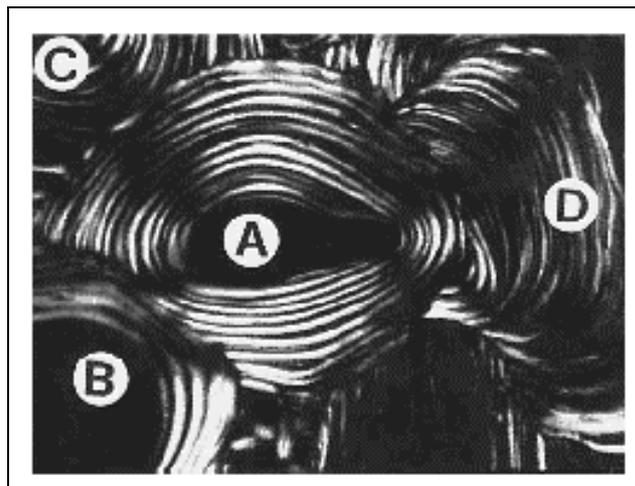


Abbildung 7: Kortikaler Knochenquerschnitt mit unterschiedlicher Anordnung der Osteone (Palumbo et al. 2001, S. 328)

Die Osteone zeigen eine spiralförmige Anordnung und sind sowohl flach als auch steil aufsteigend um die Längsachse gezogen, wobei die Nachbarlamellen jeweils in umgekehrter Richtung verlaufen, so dass eine hohe Versteifung mit starker Biege- und Drehfestigkeit erreicht wird (Abbildung 7).

Der spongiöse oder trabekuläre Knochen besteht aus einem Schwammwerk feiner Knochenbälkchen mit blutbildendem Mark in den Zwischenräumen. Aufgrund der Bälkchenstruktur besitzt dieser Knochen eine große Oberfläche, die

einen hohen Knochenumbau (Turnover) ermöglicht (Abbildung 8). Altersbedingte und systemische Veränderungen am Knochen finden vorwiegend hier statt. Die jährliche Umbaurate des trabekulären Knochens beträgt etwa 25 Prozent (Huiskes et al. 2000), die des kortikalen Knochens lediglich zwei bis drei Prozent (Swaminathan 2001).

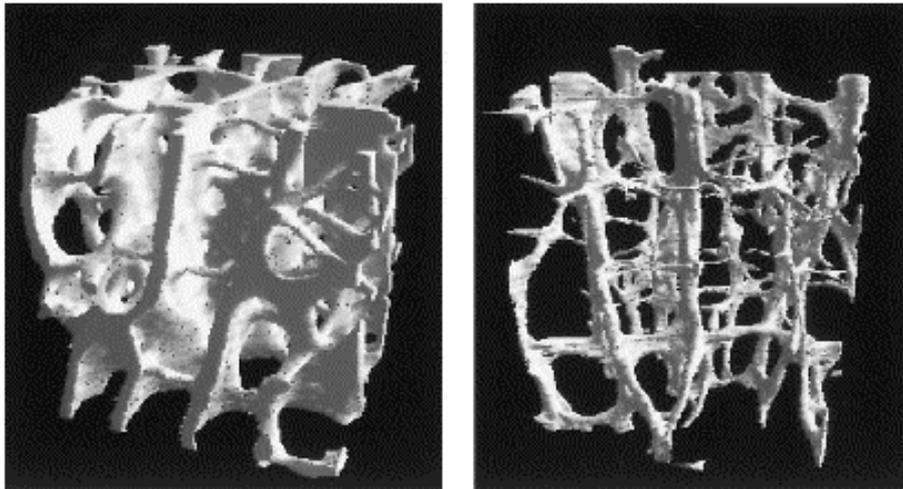


Abbildung 8:

Trabekulärer Femurknochen eines 47-jährigen Mannes (links) und LWK einer 63-jährigen Frau (rechts) mit dünnen horizontalen Trabekeln (Kothari et al. 1998, S. 438)

2.1.3 Knochenumbau – Modeling und Remodeling

In jungen Jahren findet ein umfassender Knochenan- und -umbau statt, der das Größenwachstum ermöglicht. Während die maximale Körpergröße mit Abschluss der Pubertät weitgehend erreicht ist, erfolgt eine Zunahme der Knochenmasse noch bis etwa zum 30. Lebensjahr. Diese maximale Knochenmasse, die durch intensiven Knochenanbau (Modeling) entsteht, bezeichnet man als Spitzenknochenmasse (peak bone mass). Später erfolgt in erster Linie ein Knochenumbau (Remodeling), bei dem häufig Abbauprozesse (negativ bilanziertes Remodeling) dominieren. Diese Mechanismen sind altersabhängig und werden direkt über mechanische Stimuli oder indirekt über endokrine oder metabolische Faktoren gesteuert.

Verschiedene Reize führen zum Knochenumbau:

A: Normale Reize (Use): Die Osteozyten werden durch mechanische Stimuli am Leben gehalten, der Knochen befindet sich in der Ruhephase. Es findet keine Osteoblasten- oder -klasten-Aktivität statt.

B: Hohe Reize (Overuse): Höhere Reize führen zu Flüssigkeitsverschiebungen und regen die Osteoblasten an, sich an die Knochenoberfläche zu setzen und neue Knochenmatrix zu produzieren (Modeling). Durch den neu gebildeten Knochen geht die Reizhöhe in den physiologischen Bereich zurück und es kehrt wieder ein Steady-State ein.

C: Fehlende Reize (Disuse): Der Stoffwechsel kommt zum Erliegen, die Osteozyten sterben ab, die Osteoklasten werden aktiviert und transportieren solange überflüssige Knochenmatrix ab, bis die wirkenden Reize wieder im physiologischen Bereich liegen (Burger und Klein-Nulend 1999).

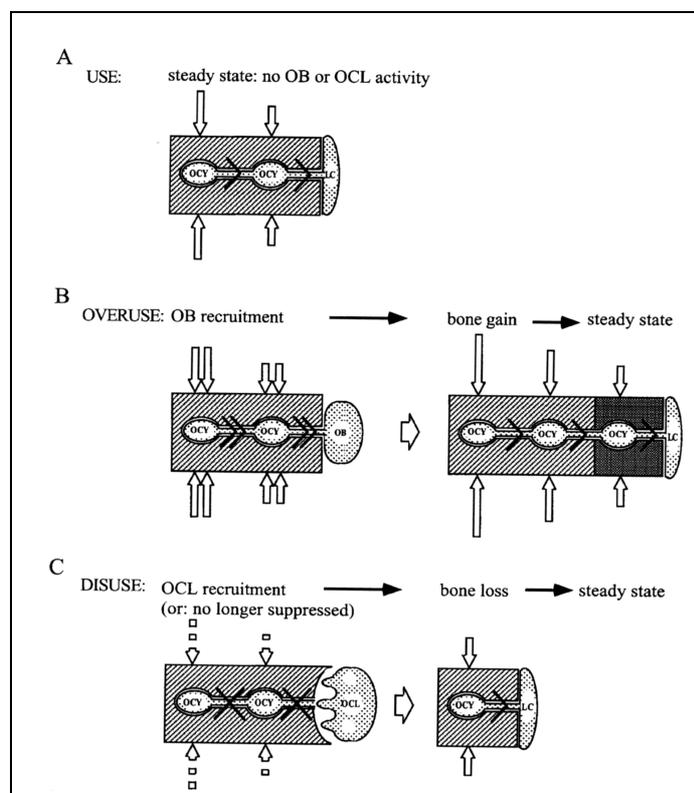


Abbildung 9:

Schematische Darstellung der Modeling- und Remodeling-Prozesse (Burger und Klein-Nulend 1999, S. 106)

Modeling-Prozesse am Knochen

Modeling-Prozesse sind maßgeblich für das Dickenwachstum der Röhrenknochen im Wachstumsalter. Dazu wird im endostalen Bereich der Diaphysen Knochen über Resorptionsvorgänge abgebaut, so dass der Markraum größer wird. Auf der periostalen Oberfläche wird vermehrt Knochen angebaut und der Knochenquerschnitt nimmt zu. Dadurch erhöht sich die Stabilität des Knochens. Auch die Korrektur von Achsenfehlstellungen nach Frakturen ist die Folge von

Modeling-Prozessen. Dabei kommt es auf der konkaven Seite zu Druckkräften mit Signalen für den Knochenanbau und auf der konvexen Seite zu entsprechenden Zugkräften, die zum Knochenabbau führen, bis der Knochen wieder eine achsengerechte Form aufweist (Abbildung 10).

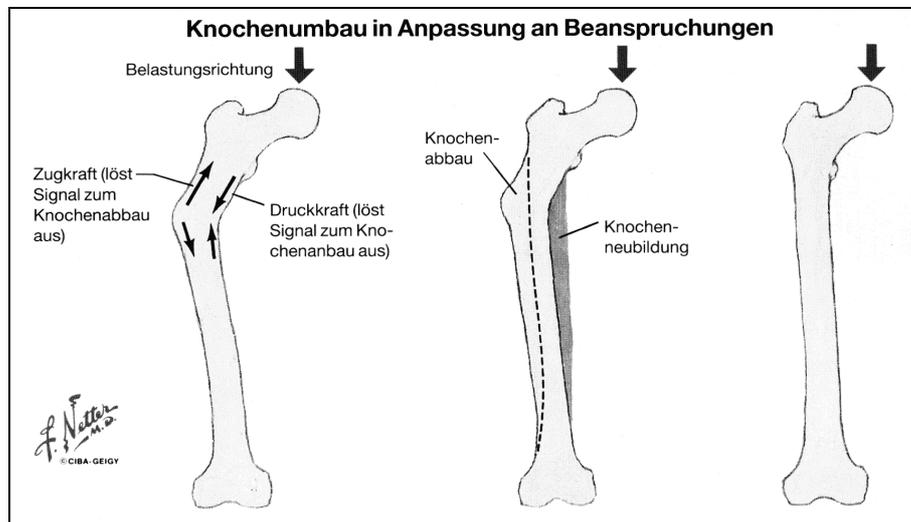


Abbildung 10:
Selbstregulationsmechanismen über Achsenkorrektur nach Knochenbrüchen
(Netter 1992, S. 187)

Remodeling in den Basic Multicellular Units

Remodeling-Prozesse finden im Gegensatz zum Modeling, das an verschiedenen Orten Knochen auf- und abbaut, in örtlicher und zeitlicher Kopplung in den BMU's in einem bestimmten Zyklus statt, der als Activation - Resorption - Formation (ARF-Zyklus nach Frost) beschrieben (Frost 2002) oder in die Phasen „Origination, Progression und Termination“ (Parfitt 2002) unterteilt wird.

Die Osteoblasten werden durch mechanische Reize, Microdamages (Mikroschäden am Knochen) oder Apoptose von Osteozyten, aber auch durch PTH aktiviert. Es kommt zur Freisetzung von Interleukin 1 und Kollagenase. Interleukin 1 stimuliert die Osteoklasten und es kommt zur Protonen-Produktion. Die Proteasen Kathepsin und saure Phosphatase werden aktiviert und der Knochen in den Resorptionslakunen bis auf 70 µm resorbiert. Freiwerdende Calciumionen werden in den Extrazellularraum transportiert. Über Kopplungsmechanismen folgt die Apoptose der Osteoklasten und nachfolgend die Aktivierung der Osteoblasten. Die Osteoblasten füllen die Resorptionslakune durch Synthese von Kollagen und Proteoglykane sowie durch Anlagerung von Calcium- und Phosphationen unter Bildung von Hydroxylapatit wieder auf (Abbildung 11).

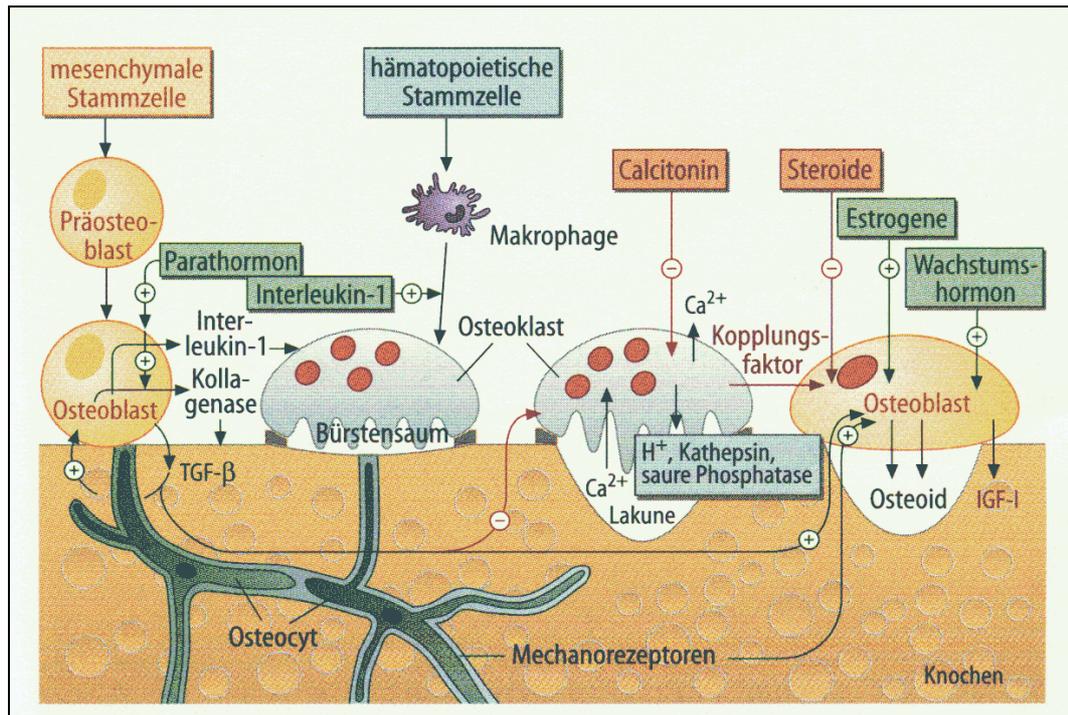


Abbildung 11:
Knochenumbau in einer BMU (Löffler 2001, S. 673)

Modeling- und Remodeling-Prozesse haben verschiedene Aufgaben:

- Aufrechterhalten der Calcium-Homöostase im Serum
- Adaption des Knochens an mechanische Reize mit optimaler Anpassung des Knochenquerschnitts durch endostalen und periostalen An- und Abbau, um ein ideales Verhältnis zwischen leichtem aber festem Knochen zu erreichen.
- Reparatur von Microdamages, Entfernung von altem Knochen.

Parfitt (2002) vermutet, dass bei Erwachsenen zwei verschiedene Formen des Knochenumbaus oder Remodelings stattfinden: zielgerichtetes Remodeling (nur 10 bis 20 Prozent), das als Reaktion auf mechanische Reize, Microdamages oder Apoptose von Osteozyten erfolgt und ein allgemeiner ungerichteter Umbau, der die mechanischen Erfordernisse eigentlich übersteigt.

Im kortikalen Knochen erfolgt das Remodeling lebenslang an den Wänden der Haver'schen Kanäle, auch als „Haversian Remodeling“ bezeichnet. Die Osteoklasten durchqueren den Knochen longitudinal, und die verursachten Hohlräume werden von Osteoblasten und einer zentralen Kapillare aufgefüllt. Diese Tunnel können 100 bis 200 µm weit und bis zu zehn Millimeter lang sein (Basso

und Heersche 2002). Sie orientieren sich in Richtung des mechanischen Reizes.

Im trabekulären Knochen erfolgt das Remodeling nur in den BMU's an der Knochenoberfläche. Der jüngere Knochen befindet sich dementsprechend an der Oberfläche, der ältere Knochen im Inneren der Trabekel. Die Remodeling-Rate variiert stark innerhalb der verschiedenen Knochen mit Umbauraten zwischen 2 und 50 Prozent pro Jahr (Noble und Reeve 2000). Gesteuert wird das Remodeling durch mechanische und metabolische Faktoren. Eine starke Zunahme des Remodelings kann zum kompletten Abbau von Trabekeln führen.

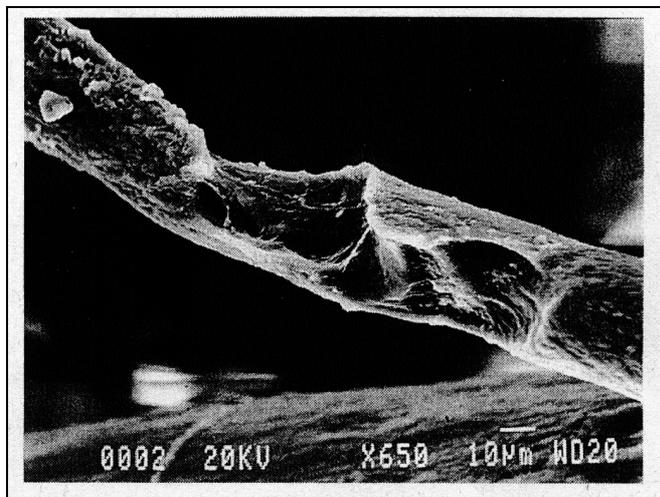


Abbildung 12:
Darstellung des Knochenumbaus an der Trabekeloberfläche im Rasterelektronenmikroskop (Mosekilde 2000, S. 5)

2.1.4 Konzepte zum Knochenumbau

2.1.4.1 Theorie des Mechanostats und des Set-Points nach Frost

Frost (1987), der die Überlegungen zu den Auswirkungen mechanischer Reize auf den Knochen wesentlich weiterentwickelt hat, beschreibt folgende Annahmen: Der mechanische Gebrauch (mechanical usage = μ) führt zu Verformungen (Strains) des Knochens. Dies löst endogene Signale aus, die von einem Mechanostat wahrgenommen werden, der, ähnlich einem Thermostat, das Signal bezüglich einem Setpoint vergleicht. Liegt das Signal oberhalb des Setpoints werden biologische Mechanismen aktiviert, die zur Zunahme der Knochenmasse führen. Liegen die Signale dauerhaft unterhalb des Setpoints, wird Knochenmasse abgebaut. Veränderungen an der Knochenmasse beeinflussen den Mechanostat bezüglich seiner Schwelle. Dabei wirken auf den Knochen

unterschiedliche mechanische Reize wie Druck, Biegung oder Scherbewegungen. Daraus entstehen Zelldeformierungen wie Flüssigkeitsverschiebungen, hydrostatischer Druck, uniaxiale oder biaxiale Dehnung (Abbildung 13). Wesentlich für osteogene Antworten scheinen Flüssigkeitsverschiebungen zu sein, während kontinuierliche axiale Reize keine großen Effekte am Knochen zeigen.

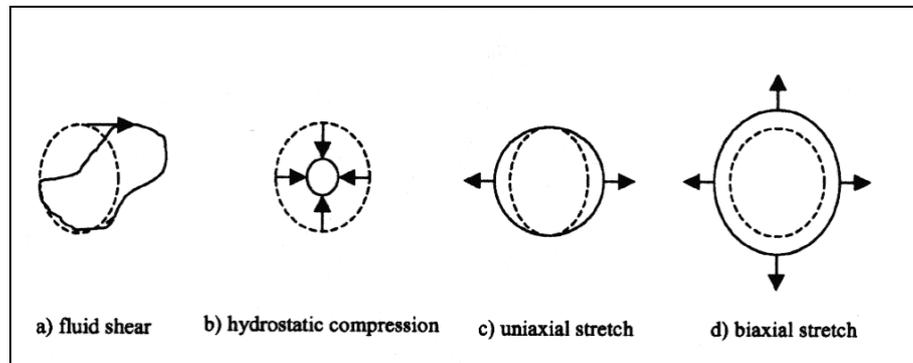


Abbildung 13:

Zelldeformierung als Reaktion auf mechanische Reize (Basso und Heersche 2002, S. 348)

Frost geht davon aus, dass der Stoffwechsel der Knochenzellen im Gleichgewicht ist, wenn der einwirkende Reiz zwischen 200 und 2500 μstrain (= Einheit für die mechanische Verformung des Knochens durch den einwirkenden Reiz) liegt. Hier halten sich Resorptions- und Formationsvorgänge die Waage. Oberhalb dieser Schwelle kommt es zur Knochenneubildung durch das Überwiegen der Osteoblasten-Aktivität und den Anbau von Knochenmatrix. Die Schwelle von 2500 μstrain bezeichnet man auch als MESm (Minimal effective strain for modeling). Hohe Reize über 3000 bis 5000 μstrain sind pathologisch und führen zur Anhäufung von Mikrofrakturen und Bildung von Geflechtknochen. Unterhalb einer gewissen Schwelle MESr (Minimal effective strain for remodeling) von 200 μstrain kommt es zum Knochenverlust durch das Überwiegen der Resorptionsvorgänge und die Abnahme der Knochenmatrix. Die Rolle des Mechanostats übernehmen für Frost die Osteozyten, die mit allen anderen Zellen in Verbindung stehen und so die Vorgänge optimal steuern können (Abbildung 14).

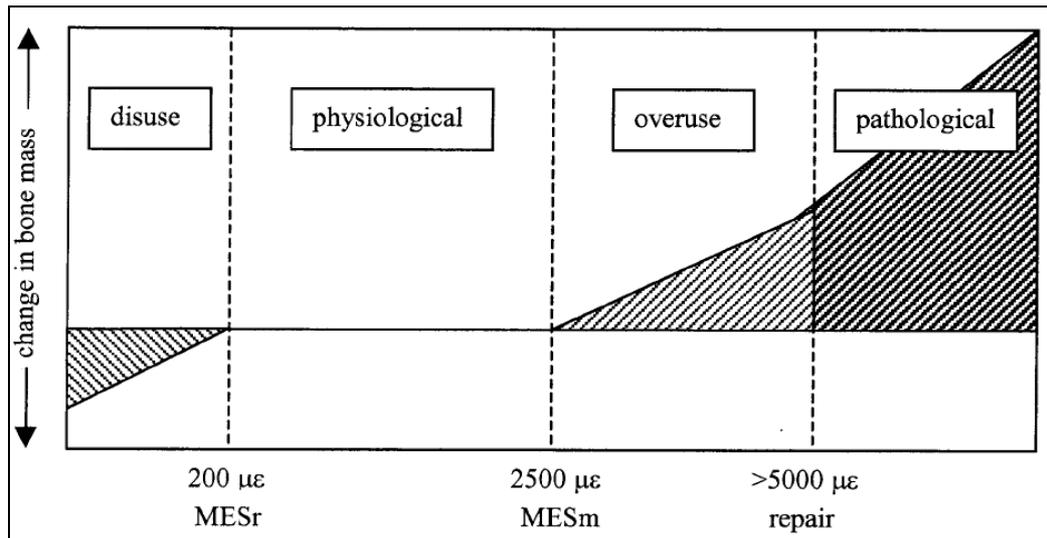


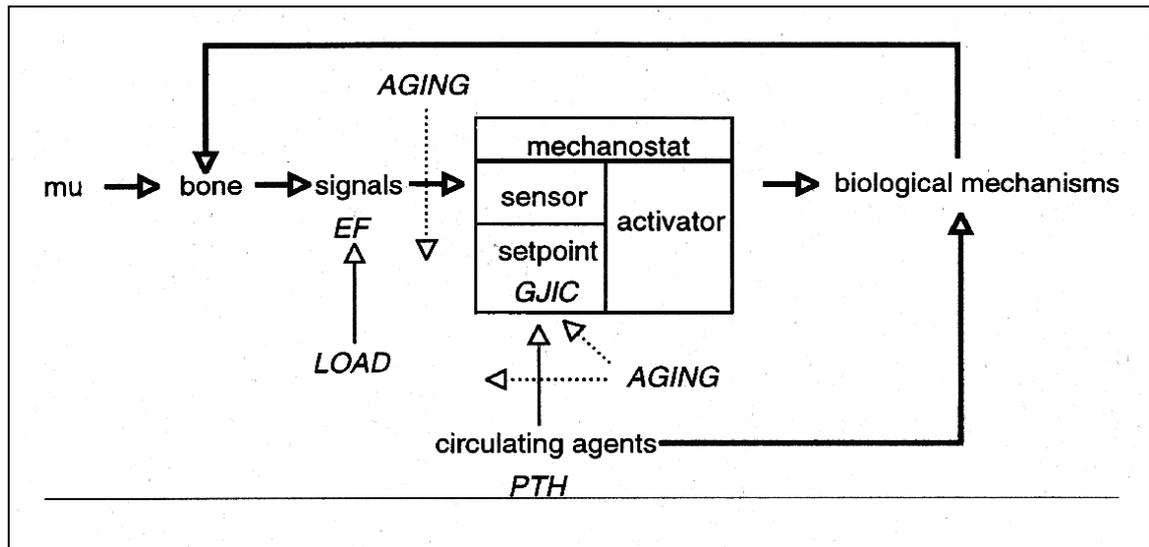
Abbildung 14:

Schwellenkonzept zur Knochenanpassung nach Frost (Basso und Heersche 2002, S. 348)

Die Mechanostat-Theorie beinhaltet nach Frost auch die Annahme, dass Hormone die Auswirkungen von mechanischen Reizen auf den Knochen bremsen oder fördern, indem sie die oben beschriebenen Schwellen durch Beeinflussung der Osteozyten verschieben. Unterstützend für diese Theorie sieht Schiessl (1998) die erhöhte Zunahme der Knochenmasse im Verhältnis zur Muskelmasse bei Mädchen während der Pubertät durch den gesteigerten Östrogenspiegel beziehungsweise den starken Knochenmassenverlust in der Menopause durch das dann bestehende Östrogendefizit.

2.1.4.2 Die Rolle der Gap Junctions nach Donahue

Die zelluläre Basis für die Theorie des Mechanostats versucht Donahue (1998) in seinem Modell zu erklären. Durch mechanische Reize von außen (mechanical usage - μ) werden elektrische Felder und Flüssigkeitsverschiebungen im Knochen induziert und es kommt zur Aktivierung biologischer Anpassungsmechanismen.

**Abbildung 15:**

Regelkreis zwischen mechanischen Reizen und Knochenreaktion unter Einbeziehung des Mechanostats und der Kommunikationsmechanismen der Gap Junctions (Donahue 1998, S. 87)

Nach Donahue spielen neben den Osteozyten auch die gap junctions eine große Rolle. Sie erfüllen ebenfalls alle Voraussetzungen eines Set-Points. Sie sensibilisieren den Knochen für mechanische Signale, sind Träger aller Zellprozesse, können den Setpoint beeinflussen und verformungsinduzierte Signale an die Knochenzellen weitergeben. Eine Zunahme der interzellulären Kommunikation der gap junctions (gap junction intercellular communication - GJIC) erhöht die Sensitivität für Reize und führt dadurch früher zur Aktivierung der Knochenzunahme. PTH erhöht die Kommunikation der gap junctions, zunehmendes Alter dagegen scheint die Aktivität einzuschränken.

2.1.4.3 Einfluss der Osteoblasten und Bone Lining Cells auf den Knochenumbau nach Martin

Martin (2000) geht davon aus, dass auch die Osteoblasten und bone lining cells die Umbaumechanismen am Knochen wesentlich beeinflussen.

Bei physiologischen Reizen senden die Osteozyten hemmende Signale an die Osteoblasten und bone lining cells, so dass kein Knochenumbau stattfindet. Bei fehlenden Reizen kommt es durch ausbleibende Flüssigkeitsverschiebungen zu Einschränkungen des Nährstoff- und Abfalltransportes und zum Absterben von Osteozyten. Dadurch können diese keine hemmenden Signale an die Osteoblasten senden und es wird ein erhöhtes Remodeling ausgelöst. Falls die Reize wieder im physiologischen Bereich liegen, werden die Osteoblasten, die

sich am Ende des Resorptionszyklus in bone lining cells umwandeln, durch hemmende Osteozyten-Signale daran gehindert, neue BMU's zu bilden. Wenn Osteozyten zu tief in das Osteoid eingemauert werden, sorgen hemmende Signale für eine langsamere Mineralisation und Umwandlung von weiteren Osteoblasten in Osteozyten, so dass die Kommunikation gewährleistet bleibt. Sind die Reize zu hoch (Overload), führt ein Anstieg von Botenstoffen, die die hemmenden Signale der Osteozyten reduzieren, zur Aktivierung des Knochenumbaus.

Dieses Modell bietet eine Erklärung, warum es bei geringen physiologischen Reizen ebenso wie bei pathologischen Reizen zur Zunahme der Remodeling-Aktivität kommt. Eine ergänzende Darstellung bietet das nachfolgende Modell von Palumbo.

2.1.4.4 Das Basic Bone Cellular System im Remodeling-Zyklus nach Palumbo

Bisher ging man davon aus, dass bei Remodeling-Prozessen die Osteoblasten zuerst die Osteoklasten aktivieren und diese im Anschluss die Osteoblasten und Osteozyten zerstören.

Palumbo (2001) stellte fest, dass entgegen den Erwartungen, zahlreiche Osteozyten den Knochenabbau überleben und so den Knochenumbau weiter steuern können, indem sie die Osteoklastentätigkeit stoppen. Das basic bone cellular system (BBCS), zu dem die Osteozyten und bone lining cells gehören, ist nach seiner Meinung sowohl für die Aktivierung der Resorption aber auch für die Knochenformation verantwortlich. Ruhe- und Resorptionsphasen im Knochen wechseln sich ab. Palumbo beschreibt folgenden Zyklus.

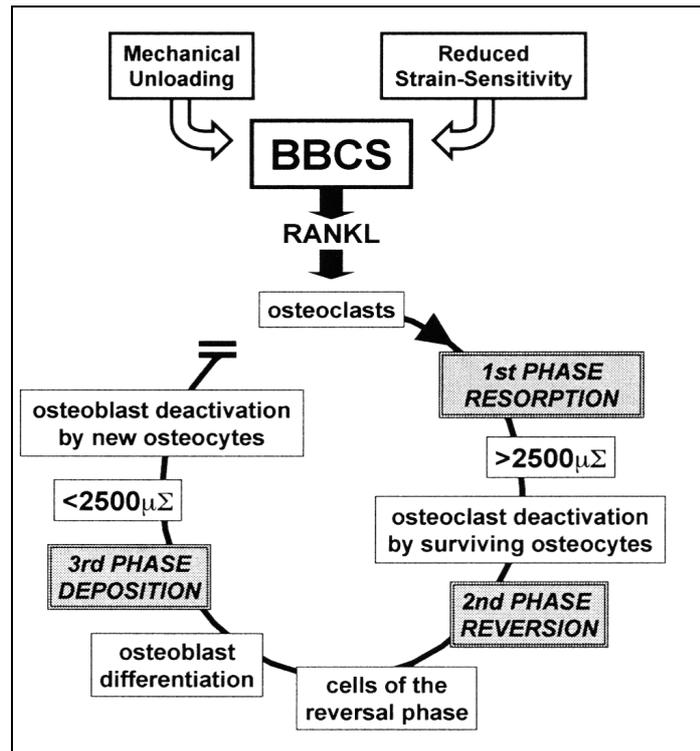


Abbildung 16:

Das Basic Bone Cellular System im Remodeling-Zyklus (Palumbo et al. 2001, S. 331)

Ruhephase

Solange die mechanischen Verformungen im physiologischen Bereich liegen, herrschen konstante Ionen-Verhältnisse in den Zellen des BBCS. Der Knochen befindet sich in einer Ruhephase.

Bone Remodeling Zyklus

Zur Resorptionsphase kommt es durch längeren Nichtgebrauch (Disuse) oder wenn die Osteozyten-Sensitivität durch setpoint-beeinflussende Faktoren wie Östrogene, PTH etc. verändert wird. Die Osteozyten produzieren keinen gleichmäßigen Ionenfluss mehr und die bone lining cells werden nicht mehr länger gehemmt. Es werden osteoklastenaktivierende Enzyme produziert (z.B. RANKL), die zur Differenzierung und Aktivierung von Osteoklasten führen.

Während der Resorption werden Teile des BBCS zerstört. Die überlebenden Osteozyten scheinen in einer zweiten Reversions-Phase die Osteoklasten-Aktivität zu stoppen und zu einer Aktivierung von knochenbauenden Zellen zu führen. Lediglich Osteozyten, die mit Dendriten ihrer vaskularisierten Seite auf Osteoklasten treffen, sterben ab.

In der Depositionsphase werden neue BBCS gebaut und die Osteoblastenaktivität endet, sobald die lokalen Verformungen wieder im physiologischen Bereich liegen und die Osteozyten einen normalen Ionenfluss produzieren. Der Knochen befindet sich wieder in einer Ruhephase.

2.1.4.5 Die Knochenanpassung über zelluläre Mechanotransduktion nach Turner

Eine weitere Grundlage für die Überlegung, wie mechanische Reize Reaktionen am Knochen hervorrufen können, liefert die Mechanotransduktion (Turner und Pavalko 1998). Unter Mechanotransduktion wird die Umwandlung von biophysikalischen Signalen in eine entsprechende Zellantwort verstanden. Dies geschieht über folgende Schritte:

Mechanocoupling

Wenn mechanische Reize auf einen Knochen einwirken, kommt es durch die Verformungen zur Dehnung der Osteozyten und zu piezoelektrischen Feldern und Flüssigkeitsverschiebungen, sogenannten Strömungspotentialen. Diese Flüssigkeitsverschiebungen können in drei Bereichen vorkommen (Basso und Heersche 2002), sowohl in den Volkmann'schen und Haver'schen Kanälen mit einem durchschnittlichen Durchmesser von 10 μm , im lakuno-canaliculären Bereich oder auch zwischen dem Kollagen und dem Hydroxylapatit. Die größte Bedeutung hat aber der lakuno-canaliculäre Bereich. Sowohl die mechanischen als auch die elektrischen Signale haben einen Einfluss auf die nachfolgenden Prozesse.

Biochemical Coupling

Unter biochemical coupling versteht man die Umwandlung von mechanischen Signalen in intrazelluläre biochemische Signale mit nachfolgender Genexpression und Proteinaktivierung. Dazu werden derzeit zwei verschiedene Transduktionssysteme diskutiert. Dies könnte zum einen über einen membranständigen G-Protein-gekoppelten Rezeptor erfolgen, der die Flüssigkeitsverschiebungen wahrnimmt und die Produktion von second messengers wie Prostaglandine und Stickstoffmonoxid (NO) anregt sowie eine Calciumausschüttung verursacht. Die Mechanotransduktion könnte auch über einen Integrin-Zytoskelett-Komplex laufen. Integrine sind heterodimerische, trans-

membrane Proteine, die mit extrazellulären Matrixproteinen und dem intrazellulären Aktin-Zytoskelett verbunden sind. Durch Flüssigkeitsverschiebungen werden die Integrine an den fokalen Adhäsionspunkten aktiviert und geben daraufhin Signale ins Zellinnere weiter.

Cell-to-Cell-Communication

Da Osteozyten nicht in der Lage sind, selbst Knochen zu bilden, müssen sie Signale zur Knochenbildung und -umstrukturierung an Effektorzellen weitergeben. Dies erfolgt wahrscheinlich über gap junctions unter Verwendung von Mediatoren wie Prostaglandine und Stickstoffmonoxid.

Effector Cell Response

Nach mechanischen Reizen werden zuerst bone lining cells oder ungeteilte Präosteoblasten in Osteoblasten umgewandelt. Nach etwa 96 Stunden sind auch Osteoprogenitorzellen zu Osteoblasten differenziert (Turner et al. 1998). Die Antwort des Knochens auf mechanische Reize ist abhängig von der Höhe, Dauer und Rate der Reizes.

Diese Überlegungen zum Knochenumbau und die theoretischen Annahmen des Mechanostats, die weitgehend Verbreitung gefunden haben, konnten bisher auf zellulärer Ebene noch keine endgültige Bestätigung erfahren (Turner 1998b).

2.1.5 Knochenumbauprozesse und Knochenmarker

Die zahlreichen Umbau- und Erneuerungsprozesse am Knochen, die durch endogene und exogene Faktoren gesteuert werden, können durch laborchemische Parameter erfasst werden. Sie haben sowohl bei der Diagnose der Osteoporose als auch bei der Beurteilung des Erfolgs von Therapiekonzepten ihren Stellenwert. Im Gegensatz zu den densitometrischen Messungen, die die Skelettstatik erfassen, ermöglichen die Knochenstoffwechselfparameter Aussagen über die Skelettdynamik und die Höhe der Umbauvorgänge. In großen Kollektiven lassen sich negative Korrelationen zwischen der Höhe der Umbaumarker, vorwiegend der Knochenresorptionsmarker, und der Knochendichte finden. Die Knochenmarker (bone marker) können in verschiedene Gruppen eingeteilt werden:

- Marker der anorganischen Mineralphase (Calcium und Phosphat)

- Matrixprodukte, die beim Knochenauf- oder -umbau freigesetzt werden
- Zellspezifische Enzyme der Osteoblasten und -klasten (Schmolke 2001)

Eine Möglichkeit zur Beurteilung des Knochenstoffwechsels ist die Kontrolle der Calcium- und Phosphatkonzentration im Serum oder deren Ausscheidung im Urin, die gemeinsam einen Einfluss auf die Mineralisation von neuem Osteoid und die Aktivierung von Parathormon oder Calcitonin haben. Veränderungen im Serum-Calciumspiegel weisen allerdings weniger auf eine Osteoporose hin als auf andere Erkrankungen wie eine tumorassoziierte Hyperkalzämie, einen primären Hyperparathyreoidismus oder bei Hypokalzämien auf Vitamin-D-Mangelzustände. Zirkadiane Schwankungen und die Beeinflussung über die Nahrungsaufnahme erschweren die Aussagefähigkeit dieser beiden Parameter.

Wesentliche Marker des Knochenbaus sind die knochenspezifische alkalische Phosphatase (BAP) und das Osteocalcin (OC). Das Isoenzym BAP befindet sich an der Plasmamembran der Osteoblasten und ist in die Mineralisierung des Knochens involviert. Durch den Einsatz von radio- und enzymimmunologischen Testmethoden ist eine Aktivitäts- und Konzentrationsbestimmung der BAP im Serum möglich. Bei postmenopausalen Frauen kommt es durch die verstärkte Umbaurate zu einem deutlichen Konzentrationsanstieg. Die Behandlung mit Bisphosphonaten bremst den Knochenumbau und senkt dadurch auch die BAP-Konzentration. Das Osteocalcin (auch Bone-gla-Protein), ein kleines nicht-kollagenes hydroxylapatit-bindendes Protein wird unter Einfluss von Vitamin D und Vitamin K von den Osteoblasten während der Matrixmineralisation synthetisiert und spiegelt so die Osteoblastenaktivität und Formationsrate wieder. Die quantitative Bestimmung ist über immunologische Assays möglich, erfordert aber die Berücksichtigung der tageszeitlichen Schwankungen (Greenspan et al. 1997) und eine korrekte und rasche Verarbeitung des Blutes, da die Immunreaktivität bei Raumtemperaturen rasch abnimmt.

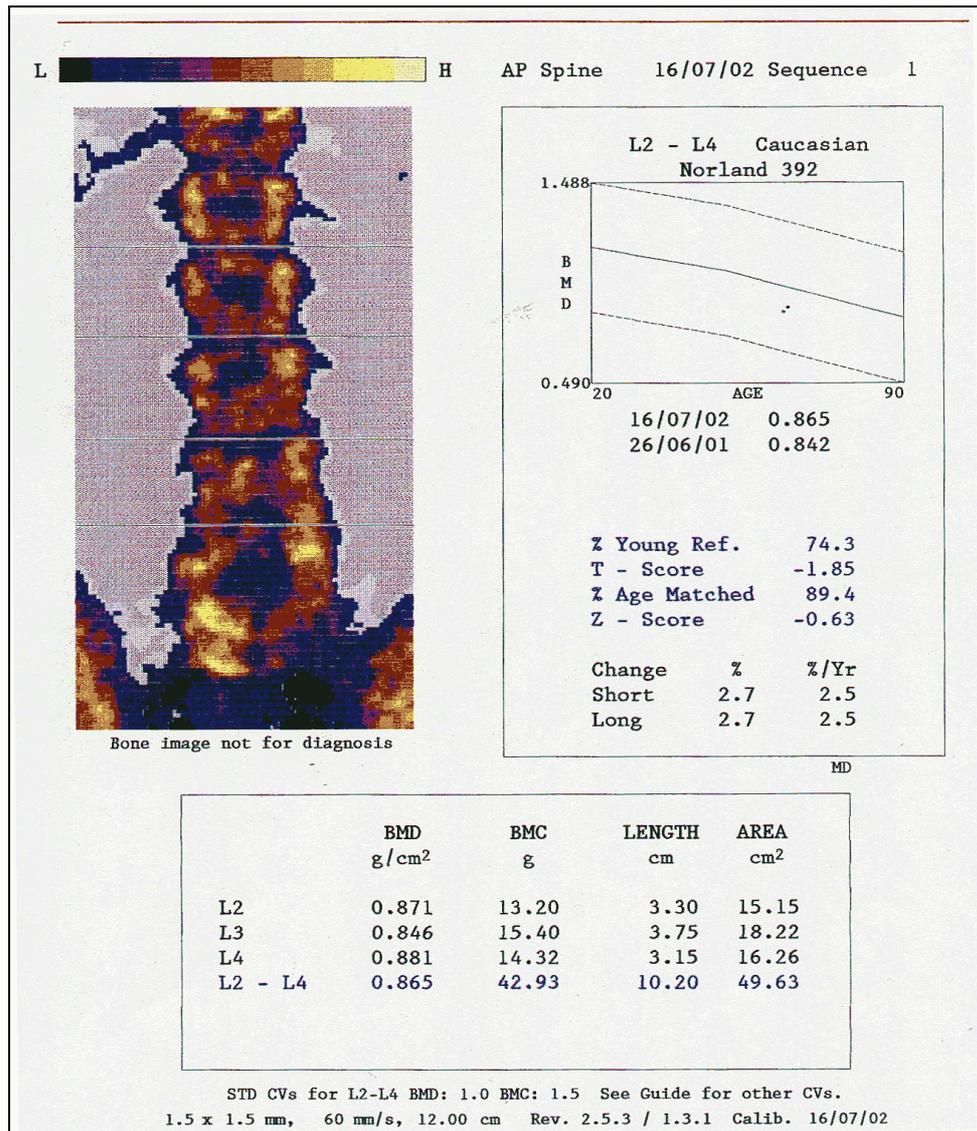
Wesentliche Marker des Knochenabbaus sind die Telopeptide NTx oder CTx. In Typ-I-Kollagenfasern finden sich an den Enden der Kollagenmoleküle Telopeptide und Aminosäuren, die sich in endständige amino- und carboxy-terminale Telopeptide unterscheiden lassen. Während des Knochenabbaus erfolgt eine proteolytische Abspaltung der Telopeptide vom Kollagen und eine Ausscheidung über Blut und Urin, so dass ein enzymimmunologischer Nachweis möglich

ist. Vor allem die Bestimmung des CTx ermöglicht die Identifizierung von Frauen mit hoher Turnover-Rate (Fink et al. 2000).

Die Knochenmarker ergänzen die Diagnostik von Knochenerkrankungen, die früher vorwiegend über klinische und bildgebende Verfahren erfolgte. Unter Berücksichtigung individueller und tageszeitlicher Schwankungen kann der Knochenverlust bei älteren Frauen durch die biochemischen Marker wiedergespiegelt werden (Dresner-Pollak et al. 1996; Reginster et al. 2001), auch wenn kein direkter Rückschluss auf den BMD (Looker et al. 2000) möglich ist.

2.1.6 Die Knochenmineraldichte (BMD) und ihre Bedeutung

Die Osteoporose wird definiert als systemische Skeletterkrankung, die durch eine niedrige Knochenmasse und eine Störung der Mikroarchitektur des Knochengewebes mit konsekutiv erhöhter Knochenbrüchigkeit und erhöhtem Fraktur-Risiko charakterisiert ist. Die Knochenmasse wird dabei im Vergleich zu einem altersbezogenen Referenzkollektiv (Z-Score) oder einem Referenzkollektiv gesunder prämenopausaler Frauen (T-Score) gleicher Bevölkerungsgruppe (für Europäer kaukasisch) betrachtet. Nach der Weltgesundheitsorganisation (WHO) liegt eine Osteoporose vor, wenn die Knochenmineraldichte (BMD) oder der Knochenmineralgehalt (BMC) um 2,5 Standardabweichungen (SD) unter dem statistischen Mittelwert der jungen Frauen (T-Score) liegt. Von Osteopenie spricht man bei einer Reduzierung des BMD- oder BMC-Wertes zwischen einem und 2,5 Standardabweichungen unterhalb des T-Scores. Diese Einteilung bezieht sich auf Knochendichtemessungen an der Lendenwirbelsäule oder am Oberschenkelhals. Allerdings handelt es sich bei den gängigen osteodensitometrischen Messungen mit Hilfe der Dual Energy X-ray Absorptiometry (DXA) eigentlich um keine Knochendichtemessungen, sondern lediglich um eine Bestimmung des flächenbezogenen Mineralgehalts, d.h. eine geschätzte Knochendichte, da die Messungen nur zweidimensional erfolgen (Beispiel Abbildung 17).

**Abbildung 17:**

Ergebnis der Knochendichtemessung an einer Probandin mit dem Norland XR-26 Mark II

Bei den durch die Osteodensitometrie erhaltenen Ergebnissen müssen folgende Punkte berücksichtigt werden:

- Der Messwert gibt nicht die tatsächliche Knochenmineralmasse an, sondern die Masse bezüglich des der Kalibrierung zugrunde liegenden Äquivalentmaterials.
- Eine maximale Richtigkeit der Messung wäre nur zu erreichen, wenn das reale Gewebe bezüglich der Schwächungseigenschaften den Basismaterialien entsprechen würde.
- Der Messwert ist abhängig von der intra- und extraossären Weichteilzusammensetzung.
- Die erhaltenen Werte sind immer Geräte spezifisch.

- Die Werte aus der DXA-Messung beschreiben das Integral der knochenmineraläquivalenten Masse pro Messflächeneinheit innerhalb einer ROI (region of interest) und werden auf ein Referenzkollektiv bezogen, um das Frakturrisiko abzuschätzen. Die Messergebnisse in g/cm^2 , die auf drei Kommastellen angegeben werden, suggerieren eine Genauigkeit, die die Messgenauigkeit übersteigt (Fischer und Kempers 1992).

Die Beurteilung des Fraktur-Risikos anhand des BMD-Wertes wird mittlerweile diskutiert, da dieser Wert nur einen Aspekt der Knochenqualität beschreibt. Auch wenn bei BMD-Werten unter 2,5 SD von einem erhöhten Fraktur-Risiko ausgegangen werden muss, sind andere wesentliche Risikofaktoren für Frakturen das Alter, neuromuskuläre Veränderungen, Schwindel, Sehstörungen oder Einschränkungen der Gehfähigkeit zu berücksichtigen. Frauen, die sehr niedrige BMD-Werte haben, gehören nur zu einem geringen Prozentsatz zu den Frauen, die tatsächlich Frakturen erleiden, so dass die Einstufung von Frauen mit erniedrigten BMD-Werten als besondere Risikogruppe nicht ausreichend ist (Seeman 2002). Die Einteilung der Osteoporose nach der WHO ermöglicht gleichberechtigt die Verwendung des BMD oder des BMC. Allerdings stellte Shipman fest, dass die Betrachtung des BMD bei wesentlich mehr älteren Frauen zur Diagnose Osteoporose führt als die Verwendung des BMC (Shipman et al. 1999), so dass eine differenzierte Betrachtung unter Einbezug des BMC, BMD und der Knochenfläche sinnvoller ist.

Bei kleinen Personen sind die Knochenquerschnitte in der Regel dünner. Es werden weniger Bildpunkte (Pixel) gemessen und für die Berechnung der durchschnittlichen Dichte berücksichtigt, so dass fälschlicherweise zu geringe Knochendichtewerte angenommen werden (partieller Volumeneffekt) (Schönau 1998). Bei der Beurteilung der gemessenen Werte müssen deswegen auch die Größe und das Gewicht der jeweiligen Person herangezogen werden.

Die erhaltenen BMD-Werte dürfen nur auf den Messort bezogen werden. Es kann kein Rückschluss von Messergebnissen der LWS auf den Oberschenkelhals oder von anderen Körperregionen auf die Wirbelsäule erfolgen, wie dies teilweise geschieht. Die BMD-Werte spiegeln vor allem den trabekulären Knochenanteil wieder und haben einen geringeren Aussagewert bezüglich des kor-

tikalens Knochens, der sich im Alter ebenfalls deutlich verändert (Lundeen et al. 2001).

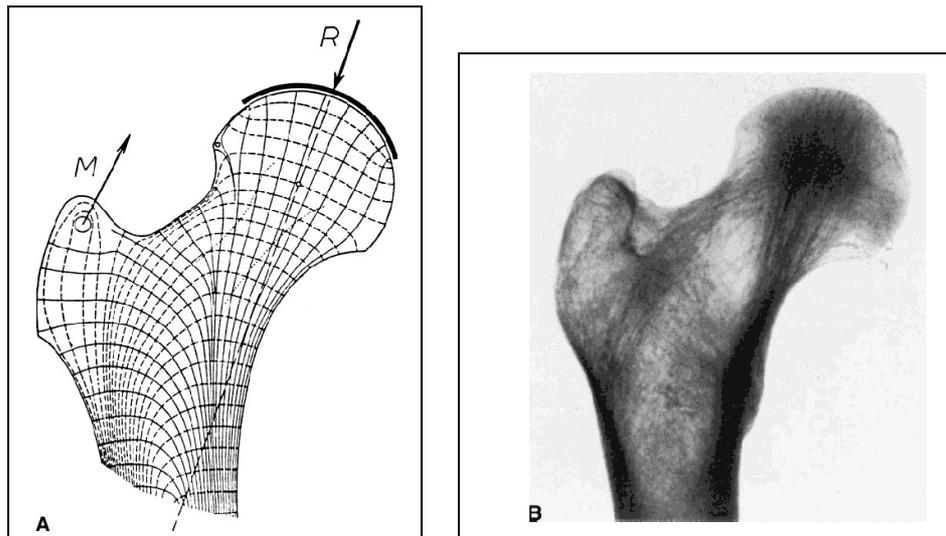
Auch innerhalb des Wirbelkörpers liegen unterschiedliche Strukturen vor. Die Trabekel im zentralen Bereich der Wirbelkörper sind um 15 Prozent dicker und haben 30 Prozent weniger freie Enden. Der schwächste Bereich innerhalb der Wirbelkörper scheint in der oberen Hälfte zu liegen, bei dem die niedrige Dichte nicht durch eine höhere Struktur kompensiert wird (Banse et al. 2001). Messwerte ergeben nur den gemittelten Wert für den jeweiligen Wirbelkörper und zeigen keine möglichen Schwachpunkte auf. Frakturen entstehen vor allem dann, wenn die Trabekelanzahl reduziert ist, d.h. Verbindungen komplett abgebrochen sind. Dies scheint eine größere Bedeutung zu haben als die Dicke der Trabekel und der gemessene BMD-Wert.

Auf der anderen Seite können strukturelle Anpassungsvorgänge und eine Neuordnung der Knochenstrukturen stattfinden, ohne dass es zu einer Veränderung des BMD-Wertes kommt. Diese Umstrukturierung der vorhandenen Knochenmasse durch mechanische Reize, die den Grundüberlegungen von Wolff und Roux entsprechen würden, lassen sich bisher nicht nachweisen.

Über die Knochenmasse lassen sich etwa 65 Prozent der Knochenfestigkeit bestimmen. Bezieht man weitere Faktoren wie Architektur, Geometrie oder Struktur mit ein, können 94 Prozent der Knochenfestigkeit erklärt werden (Siffert et al. 1996).

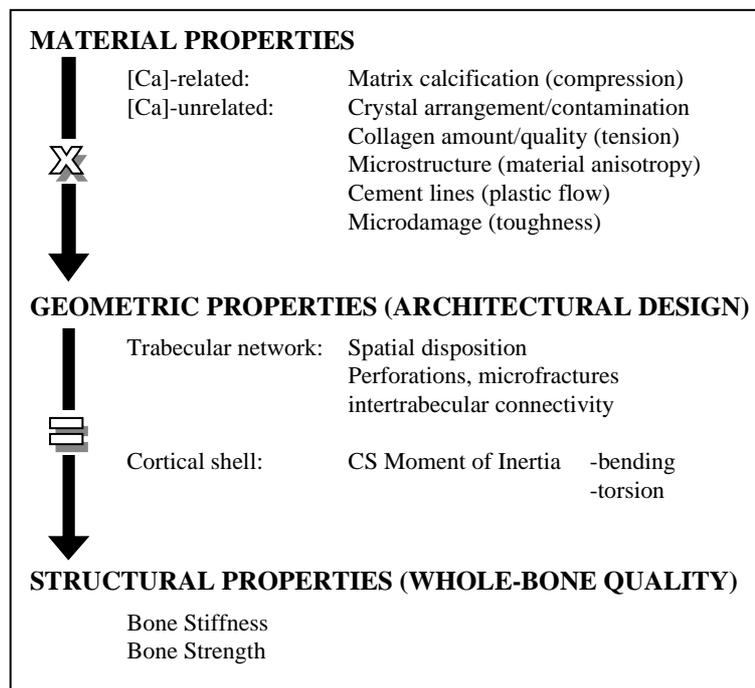
2.1.7 Biomechanische Eigenschaften des Knochens

Der Knochen ist ein relativ komplexes Zwei-Komponenten-System mit organischen Kollagenfibrillen und Mineralkristallen. Es liegen durch den kortikalen und trabekulären Knochenaufbau unterschiedlich dichte Strukturen vor. Der kortikale Knochen ist anisotrop aufgebaut, d.h. seine Lamellen und Osteone unterscheiden sich innerhalb des Knochens bezüglich Dichte und Homogenität. Der trabekuläre Knochen hat eine mechanische Struktur mit vielen kleinen Trabekeln, die entsprechend der größten mechanischen Reize ausgerichtet sind (Cordey und Gautier 1999). Diese Hauptlastrichtungen lassen sich sowohl in densitometrischen Messungen als auch in Röntgenaufnahmen im Bereich des Oberschenkelhalses deutlich erkennen (Abbildung 18).

**Abbildung 18:**

Darstellung der Trajektionslinien im Oberschenkelhals nach einem Modell von Pauwels im Vergleich zu einem Röntgenbild (Turner 1998b, S. 400)

Eine Aufschlüsselung der Knocheneigenschaften kann in Materialeigenschaften und geometrischen Eigenschaften erfolgen, die zusammen die Gesamtknochenqualität ergeben.

**Abbildung 19:**

Materialeigenschaften des Knochens (Ferretti et al. 2001, S. 264)

Zu den Materialeigenschaften zählen die Mineralisierung der Matrix sowie die Zusammensetzung und räumliche Anordnung der Mineralkristalle, des Kollagens, der Lamellen, der Osteone und der Zementlinien, aber auch die Anzahl der vorhandenen Microdamages. Die geometrischen Eigenschaften werden von

der Architektur des Knochens, d.h. der räumlichen Verteilung der Trabekel oder dem kortikalen Knochenquerschnitt bestimmt. Dadurch werden strukturelle Eigenschaften wie die Knochenfestigkeit oder die Stiffness festgelegt.

Die Stiffness des Knochens

Die Stiffness (Steifigkeit) beschreibt die messbare Gewebeelastizität eines Materials (in N/mm) und ist proportional zum Elastizitätsmodul, das als die Fähigkeit beschrieben wird, Lasten mit geringer, reversibler Verformung standzuhalten (in N/mm²). Bei linear-elastischen Materialien gilt das Hook'sche Gesetz. Die Deformation (Strain) ist proportional zur einwirkenden Last (Load) bzw. zum wirkenden Stress (Abbildung 20):

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

Die Elastizität wird maßgeblich vom Kollagengehalt des Knochens und der Knochenarchitektur bestimmt, weniger vom Mineralisierungsgrad. Eine Anhäufung von Ermüdungsbrüchen führt zur Abnahme der Stiffness des Knochens (Yeni und Fyhrie 2002).

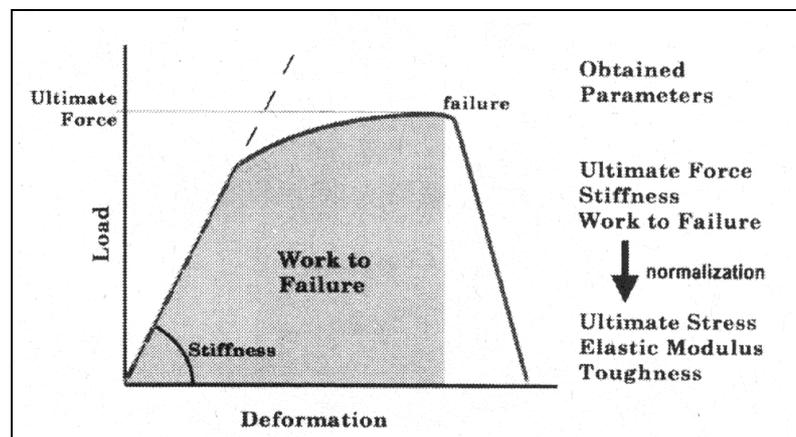


Abbildung 20:
Last-Deformations-Kurve und Knocheneigenschaften (Burr 2002b, S.9)

Die Toughness des Knochens

Die Toughness (Härte, Zähigkeit) ist die Widerstandsfähigkeit des Knochens gegen Bruch bzw. die Menge der Energie, die bis zu einem Bruch absorbiert werden kann. Dies entspricht der „Work to fracture/failure“ (in N/mm²). Sie wird maßgeblich durch den Kollagengehalt und die Orientierung der Kollagenfasern bestimmt. Eine Zunahme der Porosität und eine Abnahme der Osteon-Dichte verschlechtern die Toughness des Knochens, ebenso Microdamages. Es wird

vermutet, dass viele kleine Osteone mehr mechanische Energie absorbieren können als wenige große (Yeni et al. 1997).

Das Verhältnis des Kollagen- und Mineralgehaltes beeinflusst verschiedene Knochenerkrankungen, unter anderem die Osteopetrosis und Osteomalazie. Beide Krankheiten erhöhen das Fraktur-Risiko, allerdings werden bei Osteopetrosis die Knochen zu brüchig, bei Osteomalazie zu schwach (Abbildung 21).

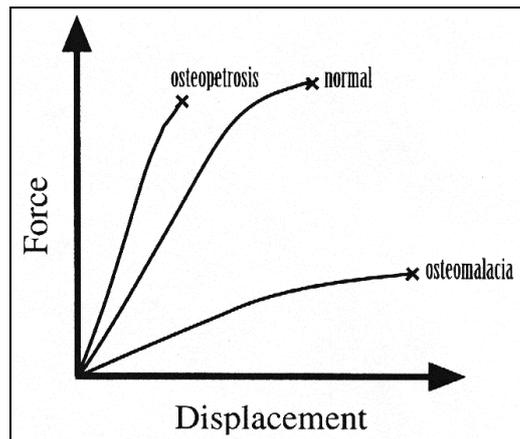


Abbildung 21:
Veränderung der Knochenqualität bei Krankheiten (Turner 2002, S. 98)

Die Knochenfestigkeit (Strength)

Die Knochenfestigkeit beschreibt die Kraft des Knochens bis zum Bruch am maximalen Verformungspunkt (Yield point) und hängt von der Knochenmasse, der Geometrie und den Materialeigenschaften ab. Beim Röhrenknochen ist vor allem die Biegezugfestigkeit von Bedeutung, beim trabekulären Knochen wie den Wirbelkörpern vor allem die Kompressionsfestigkeit. Um die Festigkeit eines Knochens bestimmen zu können, müssen mehrere Faktoren mit einbezogen werden.

Die volumetrische BMD (vBMD) des trabekulären Knochens spiegelt die Steifness und Festigkeit des trabekulären Knochenanteils wider (Wachter et al. 2001). Die volumetrische BMD (vBMD) des kortikalen Knochens ist eine wesentliche Determinante des Elastizitätsmoduls des Knochengewebes.

Die Knochenarchitektur selbst spiegelt sich in den Flächenträgheitsmomenten des Knochens wider. Je peripherer ein Punkt des kortikalen Gewebes im Bezug auf die Referenzachse angelagert ist, desto höher sind seine Flächenträgheits-

momente und desto größer ist die Festigkeit gegen Biegung (Ferretti et al. 2001).

$$\text{CSMI} = S (A_i \cdot d_i^2)$$

Die Flächenträgheitsmomente ergeben sich aus der Summe der Flächen der individuellen Bildpunkte des Knochenquerschnitts A_i und der Distanz d_i , die die Bildpunkte von der jeweiligen Bezugsachse haben.

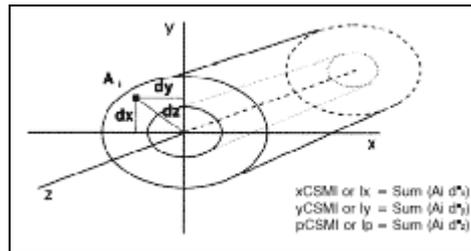


Abbildung 22:

Schema der Flächenträgheitsmomente (Ferretti et al. 2001, S. 266)

Nach dem Hook'schen Gesetz lässt sich die Biegefestigkeit von Hohlkörpern, wie dies annähernd für Röhrenknochen zutrifft, als Produkt des Elastizitätsmoduls und der Querschnittsfläche beschreiben:

$$E = \text{cortical vBMD} \cdot \text{CSMI}$$

Die Vergrößerung des Knochenquerschnitts durch endostalen Abbau und periostalen Anbau führt zur Erhöhung der Stiffness. Dies spiegelt sich in der Wachstumsphase wider, in der sich die Knochen durch Vergrößerung des Durchmessers an die zunehmende Muskelmasse anpassen.

Einfluss des Kollagens auf die Knochenqualität

Das Kollagen-Netzwerk mit seinen Kollagenfaserbündeln und Crosslinks, das den Großteil der Knochenstruktur ausmacht, beeinflusst die Toughness und die Knochenfestigkeit (Burr 2002b). Durch Abnahme der Kollagenqualität im Alter wird die Bruchfestigkeit um bis zu 35 Prozent, das Elastizitätsmodul um 30 Prozent und die Toughness um 50 Prozent reduziert (Wang et al. 2002).

2.1.8 Mechanische Reize und Auswirkungen auf den Knochen

Zusammenhänge zwischen mechanischen Reizen und Knochenumbauprozessen wurden in den vorangegangenen Kapiteln bereits dargestellt. Fehlende Reize können die Knochenqualität nachhaltig beeinträchtigen.

Veränderung der Knochenqualität durch fehlende mechanische Reize

Bei kurzfristigen Veränderungen kommt es zum Verlust von Knochenmasse durch Abbauvorgänge an der Knochenoberfläche der Trabekel. Die horizontalen Trabekel werden dünner. Es treten aber neue äußere Reize auf, bevor die horizontalen Trabekel komplett resorbiert sind. Hier ist eine völlige Wiederherstellung der Trabekelstruktur und damit der Knochenqualität zu erreichen. Die horizontale und vertikale Steifness werden nicht langfristig beeinträchtigt.

Bei längerem Nichtgebrauch verändert sich die Knochenstruktur und damit auch die Festigkeit des Knochens. Die horizontalen Trabekel werden komplett abgebaut und die vertikalen zum Ausgleich etwas verstärkt. Die horizontale Steifness nimmt ab und kehrt bei neuen Reizen nicht mehr auf das Ausgangsniveau zurück, so dass die Knochenstabilität deutlich beeinträchtigt ist (Siffert et al. 1996) (Abbildung 23).

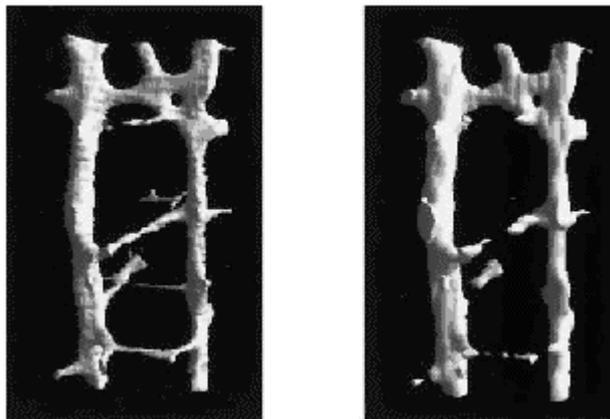


Abbildung 23:

Abbau von horizontalen Trabekeln bei fehlenden mechanischen Reizen (Kothari et al. 1998, S. 439)

Der Knochen hat dank verschiedener Mechanismen die Möglichkeit sich an mechanische Reize anzupassen:

- Veränderung der Knochenmasse: Größere Knochen können höhere mechanische Reize, die auf den Knochen einwirken, aushalten.
- Umverteilung der Knochenmasse gemäß den mechanischen Erfordernissen.
- Verbesserung der Materialeigenschaften des Knochengewebes.

Zusammenfassend kann man feststellen, dass die Qualität des Knochens nicht nur von seiner Masse beeinflusst wird, sondern dass die kortikale Rinde, das trabekuläre Netzwerk, die Lastübertragung und das Zusammenspiel von Knor-

pel, Bindegewebe, Muskeln und Knochen ebenso wichtig sind. Im Bereich der Wirbelsäule haben auch die Bandscheiben und der hydraulische Effekt des Knochenmarks eine Auswirkung auf die Belastbarkeit des Knochens (Mosekilde et al. 2000).

Grundlagen der Reizgestaltung

Zahlreiche Überlegungen zur Vermeidung des altersbedingten Knochenverlustes gehen in die Richtung, durch körperliche Aktivität und Sport Reize am Knochen zu setzen, die den Knochen festigen. Es stellt sich aber die Frage, welche Reize besonders gut geeignet sind. Die Umstrukturierung des Knochens als Reaktion auf mechanische Reize hängt vom einwirkenden Reiz (Stress) und von der Verformung des Knochens (Strain), die dadurch hervorgerufen wird, ab. Der Strain ε bezieht sich auf das Verhältnis der Deformation dL und der Länge L :

$$\varepsilon = dL/L \text{ (}\mu\varepsilon \text{ - Microstrain)}$$

Ein Prozent Längenänderung des Knochens werden in 10.000 μ strain ausgedrückt. Wenn eine Last F auf einen Körper über eine Fläche einwirkt, erzeugt diese einen Stress σ , der als Verhältnis zwischen Last und Fläche beschrieben werden kann.

$$\sigma = F/A \text{ (N/m}^2\text{)}$$

Das Verhältnis zwischen dem einwirkenden Stress und der daraus resultierenden Verformung ist materialabhängig, wie durch den Vergleich von Stahl, Glas, Kreide oder Gummi deutlich wird. Zu Beginn des einwirkenden Stresses kommt es zu einem linearen Anstieg der elastischen Verformung, die nach Beendigung des Stresses wieder zum ursprünglichen Zustand führt. Übersteigt der Stress eine bestimmte Schwelle (yield point, elastisches Limit des Stresses) kommt es zu plastischen Veränderungen bis hin zum Bruch, abhängig von der Stiffness des Materials. Reize, die durch körperliche Aktivität gesetzt werden, sollen deutlich unter diesem Bereich liegen. Auf Grundlage der Schwellenkonzepte von Frost, der Mechanotransduktion und den biomechanischen Überlegungen stellt sich die Frage, welche Reize osteogene Effekte ermöglichen können, ohne Überlastungen mit Microdamages oder Ermüdungsfrakturen hervorzurufen.

Untersuchungen zur Reizgestaltung in Tierversuchen

Die Gestaltung der Reize wurde in zahlreichen Tierversuchen erforscht. Die Reaktionen des kortikalen Knochens wurden unter anderem durch das Vier-Punkt-Biegungsmodell von Lanyon oder Mosley und das Ulna-Kompressions-Modell von Turner untersucht. Um die Stresseinwirkungen auf trabekulären Knochen zu untersuchen, sind meist operative Maßnahmen nötig, die die Aussagefähigkeit der Versuche beeinflussen.

Die Ergebnisse von Tierversuchen zeigen große Anpassungsmöglichkeiten des Knochens mit Bildung von Lamellenknochen im normalen Remodeling-Zyklus (Rubin et al. 2002b). Nach Turner (1998b) scheinen wenige, aber hohe Reize, die die übliche Reizschwelle übersteigen, größere Anpassungen auszulösen als viele normale Reize. Dies bestätigen Veröffentlichungen von Mosley und Lanyon (1998), aber auch Mosley und March (Mosley et al. 1997). Bereits wenige Reize führen zu osteogenen Anpassungen (Rubin et al. 2002b). Dies lässt sich auch als mathematische Formel darstellen (Burr et al. 2002).

$$E = k_1 \sum_{i=1}^n \epsilon_i f_i$$

E ist dabei die erzeugte Verformung, k eine Proportionalitätskonstante und f die Frequenz der Reize in Zyklen pro Sekunde. Hohe Reize mit geringer Frequenz ergeben ähnliche Anpassungserscheinungen wie geringe Reize mit hoher Frequenz. Statische Reize führen zu keiner Knochenanpassung. Die ersten Reize haben einen größeren osteogenen Effekt als nachfolgende Reize. Zwischen den Reizen muss eine Pause sein, da die Sensitivität der Knochenzellen für Reize abnimmt. Auch zwischen den Reizzyklen sind Pausen erforderlich, um Anpassungen des Knochens zu ermöglichen (Robling et al. 2001). Sind die Reize sehr hoch, nimmt die zelluläre Stiffness zu und der osteogene Effekt ab (Hsieh und Turner 2001). Reizspitzen werden durch das viskoelastische System in ihrer Amplitude reduziert (Hsieh et al. 1999). Zu hohe Reize führen zu pathologischen Veränderungen mit Anhäufung von Microdamages bis zur Ermüdungsfraktur. Die Effekte von mechanischen Reizen sind lokal wirksam und können dosisabhängig je nach Gewebe zu Anpassungen führen oder nicht. Hsieh (2001) fand in einem Versuch mit unterschiedlichen Frequenzen an

60 Ratten osteogene Veränderungen im periostalen, aber nicht im endokortikalen Bereich und weist daraufhin, dass dort eventuell geringere Reize aufgetreten sind. Rubin (2002b) fand durch oszillierende Reize bei Schafen mit kleiner Amplitude und hoher Frequenz nur trabekuläre, aber keine kortikalen Veränderungen. Mögliche Gründe dafür sieht er in einer höheren metabolischen Aktivität des trabekulären Knochens, der dadurch früher Effekte zeigen könnte oder darin, dass trabekulärer und kortikaler Knochen unterschiedliche Reize braucht. Auch die Möglichkeit, dass Knochendichtemessungen nach wie vor nicht sensitiv genug sind, um Veränderungen zu erfassen, ist nicht auszuschließen.

Turner (1998b) stellt drei Regeln für Knochenanpassungen durch mechanischen Reize auf:

- Die Knochenanpassung wird eher von dynamischen als von statischen Reizen gesteuert.
- Es ist nur eine kurze Reizdauer nötig, um Anpassungen zu initiieren.
- Die Knochenzellen passen sich an die mechanischen Reize an, so dass sie auf Dauer weniger sensitiv werden bzw. immer neue Reize gestellt werden müssen. Es handelt sich um einen fehlergesteuerten (error-driven) Prozess.

Aspekte der Reizgestaltung beim Menschen

Die grundlegenden Aspekte zum Knochenstoffwechsel und die möglichen Auswirkungen von mechanischen Reizen auf Knochenmasse und -qualität in Tierversuchen haben dazu geführt, auch beim Menschen Reize von außen genauer zu untersuchen. Die höchsten Kräfte, die auf den Knochen einwirken, entstehen durch Muskelkontraktionen bzw. Bodenreaktionskräfte.

Eine Möglichkeit, diese Reize zu quantifizieren, bieten Verformungsmessstreifen, die in einigen wenigen Versuchen (Burr et al. 1996) auch bei Menschen implantiert wurden. Die Ergebnisse zeigen bereits bei den verschiedenen Fortbewegungsformen wie Gehen, Joggen oder Zick-Zack-Laufen große Unterschiede bezüglich Druck-, Zug- oder Scherkräften, die zusätzlich von Laufstil, Schuhbekleidung, Gepäck oder Umgebungsbedingungen beeinflusst werden.

Tabelle 1:

Verformungskräfte bei verschiedenen Fortbewegungsarten (Burr et al. 1996)

Auftretende Strains in $\mu\epsilon$ (microstrain)	Kompression	Tension	Scherkräfte
Gehen	544	437	871
Joggen	879	625	1444
Sprinten	968	646	1583
Zick-Zack-Berglauf	1226	743	1966

Bei Ruderinnen wurden Kompressionskräfte auf die Wirbelkörper festgestellt, die das 4- bis 5-fache des Körpergewichts betragen können (Morris et al. 2000). Giddings (2000) zeigte, dass beim Gehen und Laufen Lasten auf die Fußgelenke wirken, die das 5- bis 11-fache des Körpergewichts betragen können. Gehen mit 5 km/h führt im vorderen Tibiabereich zu 4-800 μ strain, Laufen bei 17 km/h bereits bis zu 1700 μ strain. Scherkräfte können noch höhere mechanische Reize verursachen.

Aufgrund der vielen Einflussfaktoren, die individuellen körperlichen Voraussetzungen, die persönliche Bewegungstechnik oder die Umgebungsbedingungen, können durch solche Messungen keine direkten Schlussfolgerungen auf die Trainingsgestaltung getroffen werden. Die bisherigen Betrachtungen über den Knochenaufbau, die möglichen Wirkmechanismen von mechanischen Reizen und die vielfältigen Aspekte der Knochenqualität, die in engem Zusammenhang mit Reizen von außen stehen, sprechen aber deutlich für die Möglichkeit, durch körperliches Training osteogene Reize setzen zu können.

2.2 Allgemeine Aspekte zur Muskulatur

2.2.1 Aufbau der Skelettmuskulatur

Die Hauptaufgabe der Skelettmuskulatur ist das Zusammenspiel der verschiedenen Körperregionen bei willkürlicher Bewegung sowie das Ermöglichen der aufrechten Haltung. In der Osteoporose-Prävention hat die Muskulatur in zweierlei Hinsicht große Bedeutung. So ist bei älteren Menschen eine funktionsfähige Muskulatur Voraussetzung für ein weitgehend selbständiges Leben, zum anderen wirken die meisten Verformungskräfte auf den Knochen über die Muskulatur. Jeder Skelettmuskel weist einen faserigen Bau auf und besteht zu 70 bis 80 Prozent aus Wasser, zu 15 bis 20 Prozent aus Proteinen und zu drei bis vier Prozent aus Elektrolyten. Ein Muskel setzt sich aus zahlreichen Muskelfaserbündeln zusammen, die sich wiederum in einzelne Muskelfasern von 20 bis 100 μm Länge und etwa 1 μm Durchmesser unterteilen lassen. Eine Muskelfaserzelle besteht aus Myofibrillen, die von Sarkoplasma umgeben sind. Die kleinste Aktionseinheit des Muskels ist das Sarkomer. Die Muskelzellen bestehen aus länglichen mehrkernigen Zellen, die während der embryonalen Entwicklung durch Umwandlung von Myoblasten in Myotuben entstehen. An den Enden sind die Muskelfasern über Sehnen am Knochen befestigt. Hier findet die Kraftübertragung von der kontrahierenden Muskulatur auf den Knochen statt.

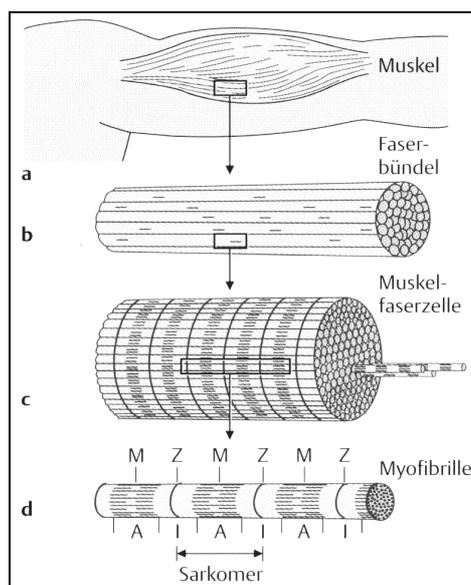


Abbildung 24:

Histologischer Aufbau eines Muskels am Beispiel des M. biceps brachii (Pongratz 1993, S. 232)

Der Muskel selbst ist von Bindegewebe, dem Epimysium, umgeben. Als Perimysium gliedert Bindegewebe den Muskel in verschiedene Faserbündel. Innerhalb der Muskelfasern erfolgt nochmals eine Unterteilung durch das Endomysium, einem lockeren Bindegewebe, in dem sich auch Nerven- und Blutgefäße befinden.

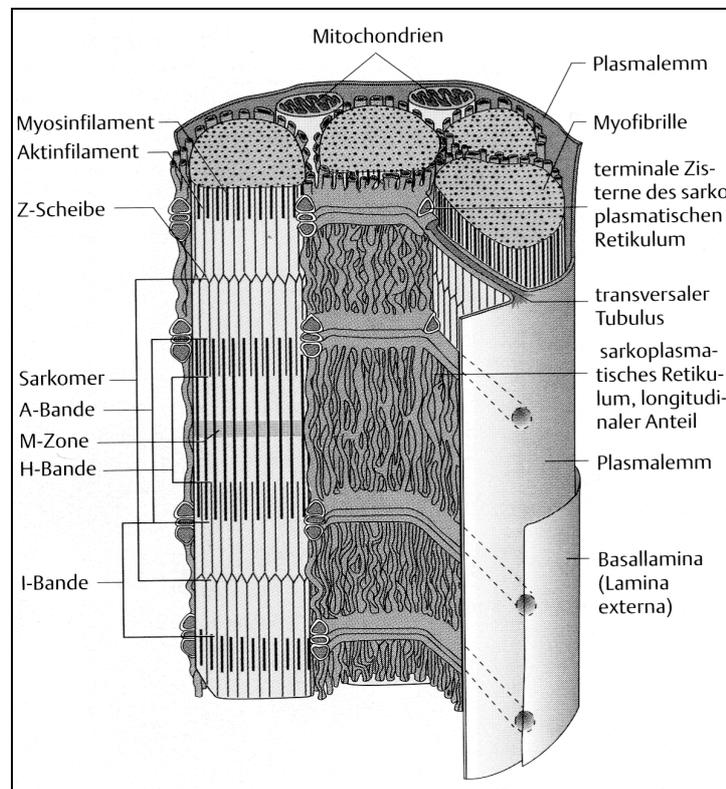


Abbildung 25:
Aufbau des sarkoplasmatischen Retikulums der Muskelzelle (Thews et al. 1989, S. 402)

2.2.2 Das sarkomere Zytoskelett

Das Zytoskelett des Muskels besteht neben den Myosin- und Aktinfilamenten aus Titinmolekülen und anderen wichtigen Sarkomer-Proteinen. Zum kontraktiven Anteil der Muskelfasern gehören die Myofibrillen, längs angeordnete Filamente unterschiedlicher Dicke, die bei Kontraktion ineinander gleiten. Sie setzen sich aus verschiedenen Eiweißstrukturen zusammen und bestehen aus in Serie geschalteten Sarkomeren, die durch Z-Scheiben oder Z-Streifen unterteilt werden. Dabei liegen jeweils in der Mitte dicke Myosin-Filamente, die als anisotrope A-Bande erscheinen und in der Mitte über die M-Bande (M-Zone) verbunden sind. Die H-Bande umfasst den Teil des Sarkomers, in dem die dicken Filamente nicht von den dünnen Aktin-Filamenten überlappt werden. Im Bereich der I-Bande befinden sich im Ruhezustand nur Aktin-Filamente, die an die

Z-Bande der Sarkomere befestigt sind. Die Myofibrillen werden von einem sarkotubulären System umgeben, das aus einem transversalen und longitudinalen Röhrensystem besteht. Das transversale System kommuniziert mit dem Extrazellulärraum und unterstützt die Weiterleitung des Aktionspotentials von der Nervenzelle zum Muskel und den tiefer im Inneren liegenden Myofibrillen.

Die dicken Filamente bestehen aus Myosin-Proteinen, die jeweils ein Paar langer Filamente haben, die sich spiralg umeinander winden und in den Myosinköpfchen enden. Jedes Myosinfilament ist von sechs Aktinfilamenten umgeben, so dass eine hohe Interaktion möglich ist. Die dünnen Filamente bestehen aus F-Aktin-Proteinen, die die Form einer Doppelhelix zeigen. Zwischen den dünnen Aktinfäden finden sich Troponinmoleküle, Komplexe aus drei Polypeptiden: Troponin 1, Troponin C und Troponin T. An diesen Troponin-Einheiten sind dünne fibrilläre Proteine, die Tropomyosine, befestigt, die als Fäden in Rinnen um die Doppelhelix angelagert sind.

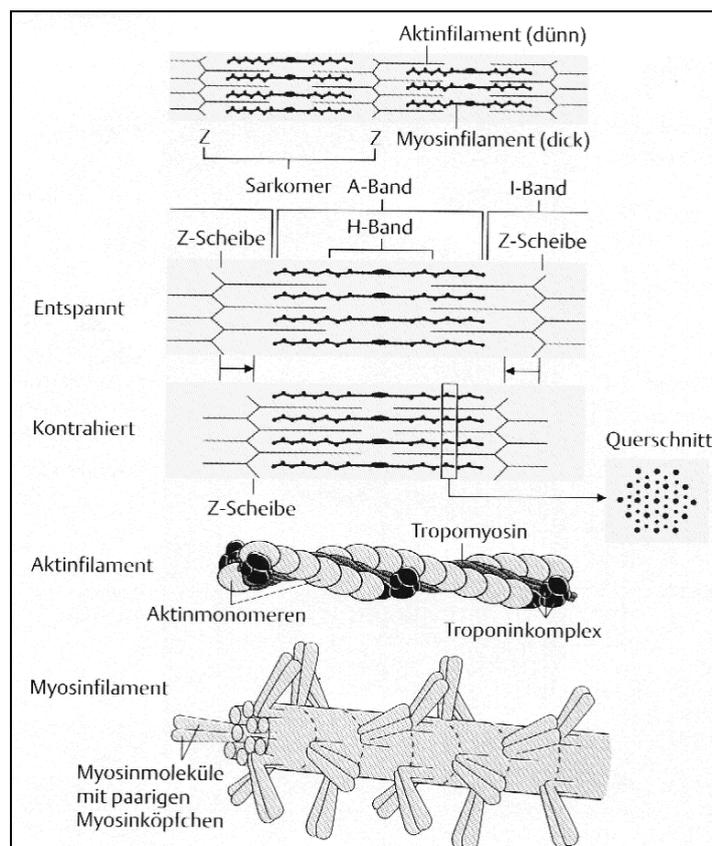


Abbildung 26: Schematische Struktur der Aktin- und Myosinfilamente (Thews et al. 1989, S. 18)

Titin, ein großes Polypeptid, das zu den tertiären Filamenten gezählt wird, hat formgebende und physiologische Eigenschaften, indem es eine elastische Ver-

dickung der Myosinfilamente bildet und diese während der Kontraktion in der A-Bande zentriert. Außerdem sorgt Titin für das Aufrechterhalten der Ruhespannung der Muskulatur. Jeweils sechs Titinfilamente bilden mit einem Myosinfilament einen Komplex. Sie umspannen etwa eine halbe A-Bande, sind überlappend in der M-Bande und in unterschiedlicher Größe in der I-Bande (Fürst 1999).

Intermediäre Filamente wie das Desmin umspinnen die Sarkomere longitudinal und ringförmig und ermöglichen den Kontakt mit Nachbarfibrillen und mit dem Sarkolemm (Wiemann et al. 1998). Nebulinfilamente verlaufen parallel zu den Aktinfilamenten und unterstützen deren Festigkeit. Kleinere Proteine wie die α - und β -Integrine, Dystrophin und andere, stellen Verbindungen zwischen den Kollagenfilamenten, der Basallamina oder der Muskelfasermembran her.

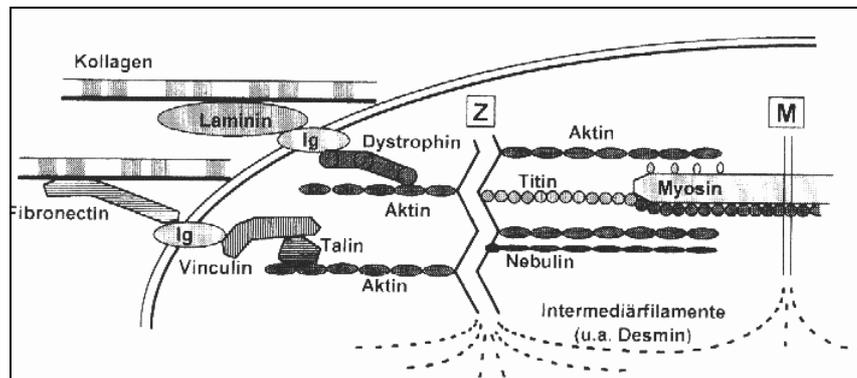


Abbildung 27:

Übertragung der Spannung vom Kollagen zu den Z-Scheiben (Wiemann et al. 1998, S. 114)

Im Ruhezustand wird die Spannung vom Knochen auf den Muskel über die fibrillären Strukturen übertragen. Der Weg führt über die kollagenen Fasern der Sehnen zu den kollagenen Fibrillen der Faserhüllen und den Proteinen der Basallamina (Laminin und Fibronectin), weiter über die Proteine in der Muskelfasermembran (α - und β -Integrine) und anschließend über Proteine an der Membraninnenseite zu den Aktinfilamenten (Dystrophin, Talin, Vinculin). Die Spannung wird von dort über die Titinfilamente von Z-Scheibe zu Z-Scheibe bis zum Muskelende weitergeleitet und dort wieder in umgekehrter Reihenfolge auf den Knochen übertragen (Wiemann et al. 1998).

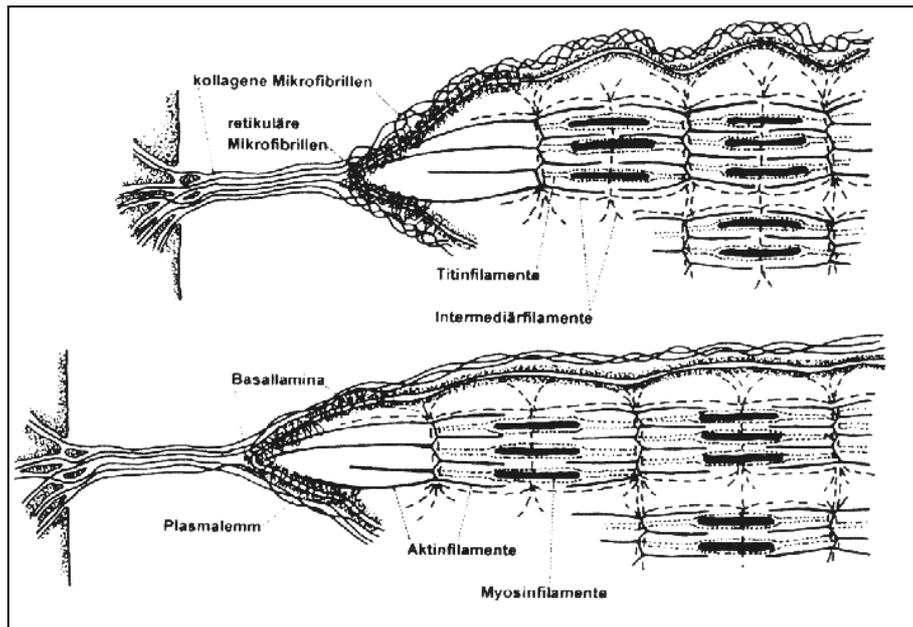


Abbildung 28: Muskel-Sehnen-Komplex im Ruhezustand und im gedehnten Zustand (Wiemann et al. 1999, S. 630)

Bei Kontraktion wird die Spannung direkt über die Aktin- und Myosin-Filamente und Z-Scheiben weiter geleitet. Wird der Muskel gedehnt, werden die Aktin- und Myosinfilamente auseinander gezogen und der Überlappungsgrad nimmt ab. Gleichzeitig werden die tertiären Filamente gedehnt und der Gesamtwiderstand nimmt zu (Wydra et al. 1999). Die zunehmende Stiffness verhindert eine unphysiologische Dehnung, die durch den geringeren Überlappungsgrad entstehen könnte.

2.2.3 Neuronale Aspekte der Kraft

Voraussetzung für jegliche Kraftentwicklung am Muskel ist eine Erregung über die motorischen Einheiten, die jeweils aus einer motorischen Nervenzelle, dem dazugehörenden motorischen Axon und den davon versorgten Muskelfasern bestehen. Die Axone der Motoneuronen verlassen das Rückenmark über die ventralen Wurzeln und treten über die motorische Endplatte in den Muskel ein. Dabei verzweigt sich ein Axon und innerviert verschiedene Muskelfasern. Der normale Erregungsvorgang läuft schrittweise ab. Zuerst breitet sich die Erregung nach dem Alles-oder-Nichts-Prinzip über den markhaltigen Axonfortsatz bis zur Muskulatur aus. Im Bereich der motorischen Endplatte, dem synaptischen Spalt zwischen Nervenfaserverendigung und Muskelfaser, wird durch den Überträgerstoff Acetylcholin, der in den synaptischen Spalt freigesetzt wird, die

Erregung weiter gegeben. Es kommt zur Depolarisation der Muskelmembran. Die α -Motoneuronen innervieren eine unterschiedlich große Anzahl von Muskelfasern. Beim Oberschenkelmuskel werden etwa 2000 Fasern von einem Motoneuron aktiviert, beim Fingermuskel sind es nur 100 Muskelfasern (Moritani 1994).

2.2.4 Die Muskelkontraktion - Der Querbrückenzyklus

Wird Acetylcholin in den synaptischen Spalt freigesetzt, lagert es sich an Rezeptoren der Muskelmembran an und führt dort zur Öffnung von Natriumkanälen, wodurch im Muskel ein Aktionspotential hervorgerufen wird. Durch die Weiterleitung ins Faserinnere bindet sich ATP an die Myosinköpfe und bildet eine Myosin-ATP-Zwischenstufe. Zusätzlich werden Calciumionen aus dem sarkoplasmatischen Retikulum freigesetzt, die sich an das Troponin binden. In Folge ändert sich die Anordnung des Tropomyosins. Es rutscht in die A-Aktinstränge, die Bindungsstellen für Querbrücken werden frei und können von den Myosinköpfchen besetzt werden. Das ATP wird in ADP (Adenosindiphosphat) und anorganisches Phosphat (P) gespalten, dabei wird ein Teil der frei werdenden Energie zur Kippung der Myosinköpfe aufgewandt (Kontraktion). Eine einzelne Kippbewegung führt zur Verkürzung des Sarkomers um ein Prozent. Im Anschluss erfolgt durch den Abtransport des Calciums über die Calcium-Pumpen ein Lösen der Querbrückenverbindungen (Relaxation) (Billetter und Hoppeler 1994; Radlinger 1998, S. 88).

Dieser Greif-Loslass-Zyklus wiederholt sich und die dünneren Aktin-Filamente gleiten in die dickeren Myosin-Filamente (Gleitfilament-Theorie). Da sich das Aktionspotential über die ganze Faserlänge ausbreitet, kommt es durch die Hintereinanderschaltung vieler Querbrückenverbindungen zu einer sichtbaren Muskelverkürzung. Die Anzahl der gebildeten Querbrücken hängt vom Aktivierungs- und Überlappungsgrad ab und legt die Höhe der möglichen Kraftentwicklung fest (Schmidt und Thews 1997).

Jeder Nervenimpuls löst eine Einzelzuckung aus. Die Refraktärzeit (Zeit, in der keine neue Erregung möglich ist) ist bei den Muskelfasern kürzer als die Kontraktionsdauer. Durch den Anstieg der Entladungsfrequenzen beginnen sich die einzelnen Zuckungen zu überlappen und es kommt zur Zuckungssummation,

die bis zur Dauerkontraktion (Tetanus) führen kann. Durch Gestaltung von Frequenz und Reizdauer der Nervenimpulse ist eine sehr genaue Dosierung der Muskelbewegung möglich. Bei statischer Haltearbeit wechseln die Brückenverbindungen ständig und werden unter Energieverbrauch von neuen Brücken ersetzt, so dass die Gesamtspannung gleich bleibt (Edman 1994).

2.2.5 Die Skelettmuskelfasertypen

Auch wenn alle Skelettmuskelfasern einen annähernd gleichen Aufbau haben, kann man verschiedene Muskelfasertypen aufgrund ihrer metabolischen Eigenschaften oder des histochemischen m-ATPase-Profiles unterscheiden. Bei langsamen Muskelfasern erfolgt die ATP-Aufspaltung in geringerer Geschwindigkeit, dafür ist der Wirkungsgrad größer. Schnelle Fasern haben eine höhere ATP-Aufspaltung und können mit größerer Geschwindigkeit Querbrückenbindungen eingehen, benötigen dafür aber mehr Energie (Billetter und Hoppeler 1994).

Typ-I-Muskelfasern (slow-twitch-Fasern)

Die kleinflächigen, etwas langsamer kontrahierenden Typ-I-Muskelfasern oder „slow-twitch-Fasern“ (ST-Fasern), die einen hohen Myoglobingehalt und eine hohe Lipoprotein-Lipase-Aktivität haben, sind vor allem für Langzeitbelastungen wichtig. Die Energiebereitstellung erfolgt überwiegend aerob durch größere Mitochondrien mit mehr oxidativer Kapazität. Diese Muskelfasern werden aus metabolischer Sicht als SO-Fasern (slow-twitch oxidative) bezeichnet.

Typ-II-Muskelfasern (fast-twitch-Fasern)

Die großflächigen, schnellkontrahierenden Typ-II-Muskelfasern (fast-twitch, FT-Fasern), die wenig Kapillaren und Mitochondrien enthalten, können aufgrund ihrer hohen Myosin-ATPase-Aktivität sehr schnell kontrahieren und werden salvenartig durch große α -Motoneuronen angesteuert. Diese Fasern werden weiter unterteilt:

- Typ-II-A-Fasern mit höherer Ermüdungsresistenz.
- Typ-II-B-Fasern für intermittierende Belastungen mit hoher Kraftentwicklung.
- Typ-II-D (oder X)-Fasern, intermediäre Fasern, die dem Typ-II-B ähneln.

Aus metabolischer Sicht unterteilt man die schnellkontrahierenden Fasern in FG (fast-twitch-glycolytic) und FOG (fast-twitch-oxidative-glycolytic) - Fasern, wobei aufgrund der Streuung der Enzymaktivität keine strenge Abgrenzung zwischen den Fasern möglich ist (Pette 1999). Viele Muskeln weisen ein Mischverhältnis in ihrer Muskelfaserzusammensetzung (Konstitution) und in ihrer Organisation (Distribution) auf. Der Phänotyp der Muskelfasern ist genetisch vorgegeben, zeigt aber große adaptive Fähigkeiten, sich durch Änderungen der Genexpression den Erfordernissen anzupassen.

2.2.6 Die Steuerung der motorischen Einheiten

Das Muskelsystem kann unterschiedlich viele Muskelfasern und motorische Einheiten des Muskels gleichzeitig nutzen. Die Höhe der Muskelkraft hängt von der Anzahl und Größe der motorischen Einheiten, die aktiviert werden, ab (Rekrutierung). Durch unterschiedlich hohe Impulsraten aus dem Nervensystem kann die Kraftentwicklung gesteuert werden. Je mehr Aktionspotentiale pro Zeit auftreten, desto höhere Kräfte entstehen (Frequenzierung). Nach dem Größenordnungsprinzip von Hennemann (Noth 1994) werden in der Regel zuerst die kleinen langsameren Motoneuronen (Reizfrequenzen bis zu 20 Hz) aktiviert. Bei höheren Kräfteinsätzen können aber auch gleich große Motoneuronen aktiviert werden. Bei Alltagsbewegungen mit Reizintensitäten unter 40 Prozent arbeiten vor allem ST-Fasern (Reizfrequenzen bis zu 20 Hz). Ab 60 Prozent der Kraftentwicklung kommen zunehmend Typ-II-Fasern (50 Hz und mehr) hinzu. Die größten und schnellsten motorischen Einheiten werden erst ab etwa 90 Prozent der Maximalkraft mit aktiviert. Bei Untrainierten werden nur 70 Prozent der motorischen Einheiten aktiviert. Durch Training kann eine Steigerung bis auf 95 Prozent erreicht werden. Die restlichen fünf Prozent werden als autonome Aktivierungsreserve nicht mit einbezogen. Die Synchronisation bezeichnet die gleichzeitige Entladung mehrerer motorischer Einheiten.

Die Organisation der Sarkomere ermöglicht eine isolierte Ansteuerung einzelner Fasern, eine synchrone Aktivierung oder eine Verwendung der Frequenzen als Zuckungssummation. Damit ist der Mensch in der Lage, die Kontraktion bezüglich Ausmaß, Geschwindigkeit und Kraftentwicklung differenziert zu steuern (Ehlenz et al. 1987, S. 24). Für diese Steuerung sind interne Rückkopplungssysteme, die Muskelspindeln und Golgi-Organen nötig, die die Längen- oder

Spannungsveränderungen des Muskels wahrnehmen und an Gehirn und Rückenmark weiterleiten.

2.2.7 Einflussfaktoren auf die Kraftentwicklung

Die Kraft, die ein Muskel erzeugen kann, hängt nicht nur von seiner Faserverteilung und der Anzahl der Muskelfasern ab, sondern von einigen weiteren Faktoren.

Muskelquerschnitt

Hier muss man zwischen anatomischem und physiologischem (funktionellem) Querschnitt unterscheiden. Der anatomische Querschnitt beschreibt die größte Querschnittsfläche, die im jeweiligen Muskel gefunden wird. Der physiologische Querschnitt entspricht dem Produkt aus Muskelmasse und Ansatzwinkel der Faser durch die Faserlänge und muskuläre Dichte. Diese Größe kann für einen Muskel nur annähernd beschrieben werden (Roy und Edgerton 1994).

Längen-Spannungs-Relation

Die Kraftentwicklung hängt vom Überlappungsgrad der Aktin- und Myosinfilamente in den einzelnen Sarkomeren ab. Die ideale Sarkomerlänge beträgt $2,0 \mu\text{m}$. Bei Verkürzung unter $1,7 \mu\text{m}$ stoßen die dicken Filamente an die Z-Scheibe und die Maximalkraftentwicklung ist deutlich beeinträchtigt. Bei zu geringer Überlappung können weniger Querbrücken gebildet und damit weniger Kraft erzeugt werden.

Kraft-Geschwindigkeitskurve nach Hill

Die Verkürzungsgeschwindigkeit eines Muskels hängt von den in Serie geschalteten Sarkomeren ab. Je schneller die Bewegung sein soll, desto geringer ist die Kraft, die gleichzeitig erzeugt werden kann. Die Querbrücken werden nicht nur zur Kontraktion, sondern auch zum Aufrechterhalten der Muskelspannung oder zum Abbremsen einer Bewegung aktiviert. Bei exzentrischen Bewegungen fällt die Dehnungsgeschwindigkeit in der Regel geringer aus, weil der Muskelfasererlängerung aktiv entgegen gearbeitet wird. Die Kraft-Geschwindigkeits-Relationen, die für einzelne Muskelfasern entwickelt wurden, sind auf den Gesamtmuskel nicht direkt übertragbar (Edman 1994).

Muskelfaserlänge

Auch die Faserlänge hat durch die Hintereinanderschaltung der Sarkomere einen Einfluss auf die Kraftentwicklung. Die Bestimmung der Muskelfaserlänge hängt von der Unterteilung nach anatomischen oder funktionellen Einheiten ab. Berücksichtigt man dabei Bindegewebsabschnitte mit, beträgt die Faserlänge häufig nur wenige Zentimeter (Roy und Edgerton 1994). Schnelle motorische Einheiten haben in der Regel lange Muskelfasern, die aber meist vor den Muskelenden aufhören.

Faseranordnung

Ein gefiederter Muskel ist bedeutend kräftiger als ein spindelförmiger, da er parallel geschaltete Sarkomere besitzt. Dafür kann sich ein spindelförmiger Muskel durch seine in Serie geschalteten Sarkomere schneller verkürzen. Die Kontraktionskraft und -geschwindigkeit eines gefiederten Muskels hängt auch vom Winkel ab, den die Faser mit der Zugrichtung der Sehne bildet (Roy und Edgerton 1994).

Hebelverhältnisse

Die Muskelkraft wird davon beeinflusst, wo und wie der Muskel am Gelenk ansetzt. In der Regel finden radiale Bewegungen von Körperteilen um Gelenke mit laufend veränderten Drehmomenten und Hebelverhältnissen statt. Je weiter der Hebelarm vom Drehpunkt entfernt ist, desto günstiger ist die Kraftentwicklung.

Elastische Elemente

Der Muskel kann als Dreikomponentensystem betrachtet werden. Der Aktin-Myosin-Komplex stellt die kontraktile Komponente dar. Die parallelelastischen Komponenten bilden die Fasermembrane und Bindegewebefaszien, die verhindern, dass die kontraktile Elemente in der Ruhestellung auseinander gezogen werden. Die serienelastischen Komponenten bestehen aus Sehnen und den Köpfchen der Myosinhäuse. Die Gesamtverkürzung und -verlängerung des Muskels ergibt sich aus der Summe der Verkürzung oder Verlängerung der verschiedenen Komponenten. Von besonderer Bedeutung sind die elastischen Anteile bei Bewegungen im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus wie z.B. bei Sprungbewegungen. Der Muskel wird vor der Kontraktion gedehnt und am Ende der Dehnungsphase stimuliert. Im Anschluss kommt es zur konzentrischen Verkür-

zung mit negativen Längenänderung, die etwa der vorangegangenen Dehnung entspricht (Huijing 1994). Die Folge ist die Freisetzung zusätzlicher elastischer Energie. Die optimale Vordehnung bei Bewegungen, die sich aus dem idealen Überlappungsbereich der kontraktiven Filamente und den elastischen Kräften, die durch die Dehnung entstehen, ergibt, liegt bei 120 Prozent der Muskellänge.

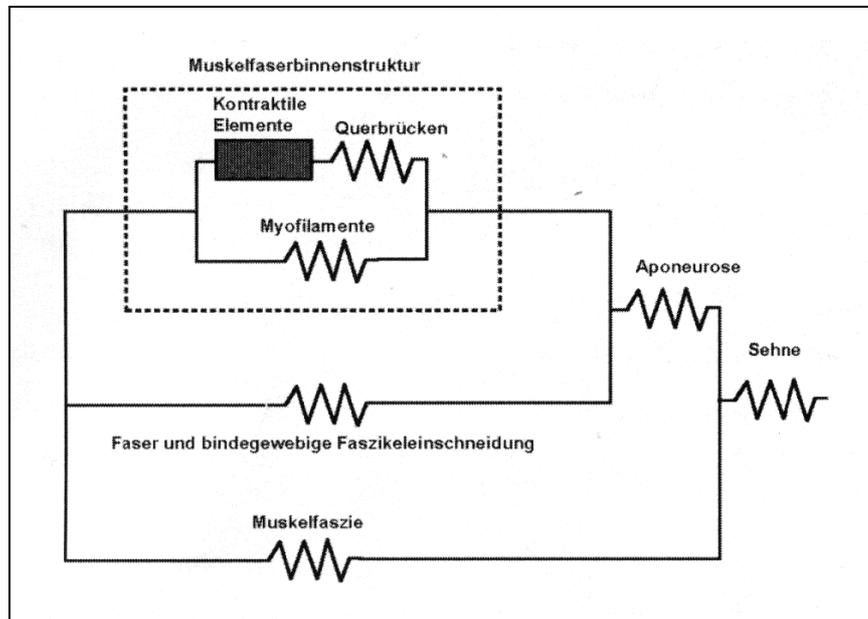


Abbildung 29: Muskelmodell mit in Serie und parallel geschalteten viskoelastischen Elementen (Huijing 1994, S. 149)

Nervaler Bereich

Eine optimale Frequenzierung und Rekrutierung sorgt für eine effektive intramuskuläre Koordination, während eine zentralprogrammierte oder reflektorische Bewegungssteuerung die intermuskuläre Koordination bestimmt. Die entwickelte Kraft hängt darüber hinaus von der Vorinnervation und Reflexinnervation ab.

Energiebereitstellung

Die Energiebereitstellung, die im Muskel über verschiedene Wege ablaufen kann, stellt die Grundlage für eine reibungslose Muskeltätigkeit dar.

Psychische Faktoren

Die erzeugbare Kraft hängt auch von der Willenskraft, der Motivation oder der Überwindung hemmender Faktoren, z.B. Angst ab (Grosser und Zintl 1994).

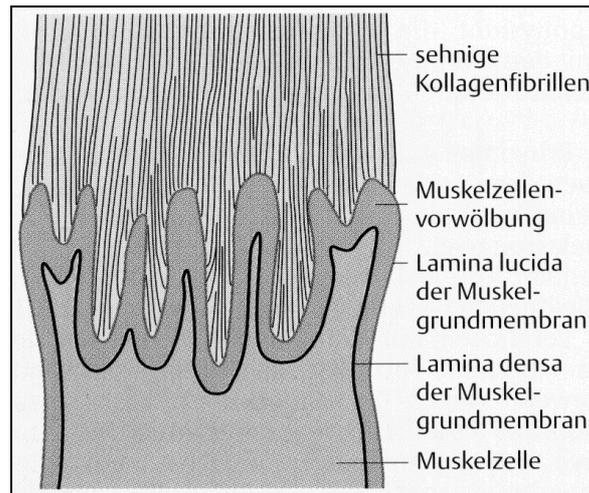
2.2.8 Die Kraftübertragung von der Muskulatur auf den Knochen

Die Kraftübertragung vom Muskel auf den Knochen oder die Gelenke erfolgt über die Befestigungspunkte des Muskelursprungs und -ansatzes mit exakt gleicher Stärke, aber entgegengesetzter Richtung. Die Drehmomente, die an einem Gelenk wirken, sind von der Muskelmasse, der Gesamtmuskellänge, der Faserlänge und dem Verhältnis der Fasern zur Gesamtmuskellänge oder auch vom Hebelarm und der Gelenkstellung abhängig. Diese Größen beruhen teilweise auf Annahmen und Vereinfachungen (Huijing 1994; Roy und Edgerton 1994).

Der Sehnen- und Bandapparat

Der Sehnen- und Bandapparat sorgt für die Kraftübertragung von den kontrahierenden Muskeln auf die Gelenke und Knochen. Die Sehnen lassen sich in Faszikel, Fibrillen, Subfibrillen und Mikrofibrillen untergliedern. Die Grundstruktur stellen Tropokollagenmoleküle dar. Dabei sind jeweils fünf Tropokollagenmoleküle zu einer Mikrofibrille verflochten. Die Kollagenfasern werden durch Bindegewebe zu Primärbündeln zusammengefasst, diese wiederum zu Faszikeln. Die Anordnung innerhalb der Faszikeln bestimmt die Zugrichtung, die auf die Kollagenfasern wirkt. Im Bereich des Sehnenansatzes am Knochen wandelt sich Kollagen in Faserknorpel und mineralisierten Faserknorpel um. Die Sharpey'schen Fasern verbinden die Sehne mit dem darunter liegenden Knochen, wobei mehrfach aufgefaltete Membrane die Oberfläche vergrößern und damit die Spannung vermindern (Zernicke und Loitz 1994).

Zusätzlich fangen Bänder und Sehnen einen Teil der Zugspannung auf, indem sie zu Beginn der Dehnung ihren wellenförmigen Verlauf aufgeben und parallel angeordnet werden. Durch die elastischen Komponenten werden sie anschließend in die Ausgangsstellung zurückgebracht. Sie haben ein ähnlich viskoelastisches Verhalten mit linearer Dehnungs-Spannungskurve bis zu einem Spitzenpunkt wie der Knochen und können zu hohe Reize dämpfen und somit Schäden an der Muskulatur verhindern.

**Abbildung 30:**

Verbindung zwischen Muskeln und Sehnen (Kannus et al. 1992, S. 103)

Der Übergang zwischen Sehnen und Muskeln erfolgt ähnlich dem Übergang Sehnen/Knochen. Die Myofibrillen enden mit Verzweigungen an halbierten Haftstrukturen, während die kollagenen Fibrillen am äußeren Sarkolemm ansetzen, so dass eine Verankerung der Sehne entsteht. Durch die Faltung der Membran wird die Kontaktfläche auf das 10- bis 20-fache erhöht und die einwirkende Kraft pro Flächeneinheit Muskel deutlich verringert.

2.2.9 Aspekte zum Krafttraining im Rahmen der Studie

Die Muskelkraft kann als die maximale Kraft definiert werden, die bei einer bestimmten Aktionsgeschwindigkeit erreicht wird. Im biologischen Sinn versteht man unter Kraft die Fähigkeit des Nerv-Muskelsystems durch Muskeltätigkeit Widerstände zu überwinden (konzentrische Kontraktion), ihnen entgegenzuwirken (exzentrische Kontraktion) oder sie zu halten (isometrische Kontraktion) (Ehlenz et al. 1987, S.11). Allerdings treten diese Aktionsformen im Alltag selten in Reinform auf. Aus physikalischer Sicht beschreibt die Kraft F das Produkt aus der Masse m und der Beschleunigung a (in $\text{kg} \cdot \text{m/s}^2$)

$$\vec{F} = m \cdot \vec{a}$$

Da zwischen Maximalkraft und Schnellkraft einige korrelative Beziehungen bestehen, erscheint es sinnvoll, die Maximalkraft als Basisgröße für Schnellkraft und Kraftausdauer zu sehen (Gülich und Schmidtbleicher 1999). Unter Maximalkraft wird die höchste Kraft verstanden, die das neuromuskuläre System bei maximaler willkürlicher Kontraktion entfalten kann. Sie hängt von der Gesamt-

zahl der verfügbaren Querbrücken und damit vom Muskelquerschnitt ab sowie von der Impulsfrequenz und der Dauer der Kontraktion. Die Faserzusammensetzung hat auf die Maximalkraft im Gegensatz zur Schnellkraft nur einen geringen Einfluss (Billetter und Hoppeler 1994). Die konzentrische Maximalkraft beschreibt die höchste Last, die unter festgelegten Arbeitsbedingungen einmal gehoben werden kann und entspricht damit dem Einwiederholungsmaximum (1-Repetition-Maximum, 1-RM). Die isometrische Maximalkraft wird gegen unüberwindbaren Widerstand von außen gemessen. Die exzentrische Maximalkraft, bei der die Muskulatur trotz maximaler willkürlicher Anspannung gedehnt wird, erzielt höhere Kraftwerte, da durch die Dehnung der Muskulatur eine reflektorische Aktivierung der Muskelfasern ausgelöst wird. Die häufigste Muskelaktionsform im Alltag ist der Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus, bei dem Nerven- und Muskelsystem eng zusammenarbeiten und die Muskel- und Sehnenelastizität intensiv genutzt wird.

Zur Beschreibung des Krafttrainings sind die Festlegung der Reizintensität, des Reizumfangs, der Reizhäufigkeit, der Reizdauer und der Reizdichte sowie die muskuläre Aktionsform entscheidend.

2.2.9.1 Muskuläre Veränderungen durch Krafttraining

Krafttraining verursacht in den ersten Wochen Anpassungen auf neuronaler Ebene. Es kommt zur verbesserten Ansteuerung und Rekrutierung der Muskelfasern und zum günstigeren Zusammenspiel der Agonisten und Antagonisten (Zamparo et al. 2002). Durch das Krafttraining wird die Antagonisten-Koaktivierung geringer, wodurch eine höhere willkürliche Kraftentwicklung möglich ist. Diese verbesserte Ansteuerung lässt sich durch EMG-Untersuchungen nachweisen (Häkkinen et al. 2001). Auch die kontralateralen Verbesserungen, die sich nach einseitigem Training auf der nicht trainierten Körperseite ergeben, und die starke Testspezifität sprechen für neuronale Trainingsverbesserungen. Auch Lerneffekte erhöhen zu Trainingsbeginn die Leistung im Training und in Tests.

Erst nach mehreren Wochen kommt es zu Veränderungen der Muskelarchitektur oder der Fasertyp-Zusammensetzung in Form von messbarer Zunahme der Myofibrillenzahl und -fläche. Zuerst vergrößert sich der Querschnitt der einzelnen Muskelfasern und im Anschluss der Gesamtmuskelquerschnitt (Tesch

1994). Durch die mechanischen Reize kommt es ähnlich der Mechanotransduktion im Knochen zu dehnungsinduzierten Anpassungen auf zellulärer Ebene durch Umwandlung von Myoblasten in Myotuben, Produktion von neuen Aktin- und Myosinfilamenten und Hinzufügen von neuen Sarkomeren bzw. Adaption der vorhandenen Proteinisoforamen. Das Verbindungsglied zwischen den mechanischen Reizen und der Aktivierung der Genexpression scheinen lokal produzierte Zytokine wie IGF-1 oder IL-6 zu sein (Goldspink et al. 2002; Steinacker et al. 2002). Die Orientierung und Längen Anpassung der Myozyten erfolgt dabei in Richtung des Hauptreizes (Collinsworth et al. 2000).

Durch Training steigt die Elastizität der Sehnen und des muskulären Bindegewebes, besonders in den FT-Fasern. Dies bewirkt eine verbesserte Kraftübertragung zu Kontraktionsbeginn. Das straffe Bindegewebe passt sich überschwellig Reizen durch Hypertrophie der kollagenen Fasern mit Vergrößerung des Sehnenquerschnitts an. Durch Veränderung der Feinstrukturen erhöht sich die Zugfestigkeit. Gleichzeitig kommt es zur Abnahme des Wassergehalts und zur Steigerung der Durchblutungsverhältnisse. Ausdauerorientiertes Training verbessert die Kapillarisation im Muskel und erhöht die Mitochondriendichte, den Enzymgehalt und die Substratkonzentration.

2.2.9.2 Konventionelles Krafttraining in Rahmen der Osteoporose-Prävention

Im Rahmen der Osteoporose-Prävention wird häufig ein konventionelles Krafttraining in Form eines Muskelaufbautrainings eingesetzt, dass zur Muskelhypertrophie und Steigerung der Maximalkraft führt. Durch die Zunahme der Muskelkraft werden verstärkt Reize auf den Knochen ausgeübt, so dass osteogene Effekte entstehen können. Grundlage für den Trainingseinstieg bildet ein Kraftausdauertraining, das mit Intensitäten von 50 bis 60 Prozent des 1-RM und 15 bis 20 Wiederholungen durchgeführt wird. Es ermöglicht eine schrittweise Anpassung der Strukturen an die neuen Reize und die koordinative Schulung der Trainingsübungen. Daran schließt sich ein Muskelaufbautraining an, dass durch submaximale Lasten von 60 bis 85 Prozent des individuellen Maximums gekennzeichnet ist. Das Trainingsgewicht wird so gewählt, dass nach 8 bis 12 Wiederholungen eine subjektive Erschöpfung vorliegt. Die Bewegungsausführung soll langsam und gleichmäßig über das ganze Bewegungsausmaß er-

folgen. Im Gesundheitssportbereich werden meist ein bis zwei Sätze pro Trainingseinheit ausgeführt (Starkey et al. 1996).

2.2.9.3 Training an oszillierenden Geräten als neue Trainingsform

Eine neue Trainingsmöglichkeit bieten oszillierende Trainingsgeräte, die durch höherfrequente Impulse Auswirkungen auf Muskulatur und Knochen haben. Hintergrund für die Entwicklung oszillierender Trainingsgeräte ist die Überlegung, dass reflektorisch provozierte Muskelkontraktionen einen Zuwachs an Muskelkraft und -leistung erzeugen und osteogene Reize hervorrufen können.

Als physiologische Basis dient der tonische Vibrationsreflex (TVR). Vibrationen von außen erzeugen über die Ia-Fasern auf mono- und polysynaptischem Weg über die großen α -Motoneuronen eine reflektorische Muskelkontraktion, vor allem an den Typ-II-Muskelfasern (Rothmüller und Cafarelli 1995). Die, zusätzlich zur willkürlichen Kontraktion, ausgelösten Muskelspindelreflexe führen zur verstärkten Muskelkontraktion. Durch die Vibrationen kann es allerdings auch zu hemmenden Einflüssen durch die Ib-Afferenzen der Golgi-Sehnenorgane oder der Renshaw-Fasern kommen, die inhibitorisch auf die α -Motoneuronen wirken. Solange die hemmenden γ -Motoneuronen oder Renshaw-Fasern geringere Auswirkungen auf die α -Motoneuronen haben als der stimulierende Effekt der Vibration, können Kraftsteigerungen erreicht werden. Die durch die Vibration verursachten Mikrotraumen könnten die Neubildung von Muskelproteinen und damit den Kraftzuwachs erhöhen (Künnemeyer und Schmidtbleicher 1997).

Zu hohe Reize führen allerdings zur verschlechterten Synchronisation der motorischen Einheiten und zur Ermüdung bis hin zur Schädigung der überlasteten Strukturen, wie häufig bei Straßenbauarbeitern durch die Arbeit an Presslufthammern oder bei Forstarbeitern durch die elektrischen Sägen gefunden wurde (Bovenzi et al. 1991).

Die Auswirkungen auf den Knochen haben verschiedene Forschungsgruppen untersucht, unter anderem die Arbeitsgruppe von Rubin (2001). Sie stellten anhand von Beschleunigungsmessern fest, dass die Bodenreaktionskräfte, die durch die Vibrations-Plattformen wirken, auch in den gewichtstragenden Skelettabschnitten zu messen sind und so mechanische Reize in den häufig von Osteoporose betroffenen Bereichen wie Lendenwirbelsäule und Oberschenkel-

hals, möglich sind. Im Rahmen eines zwölfmonatigen Trainings konnte Rubin messbare Verbesserungen am Knochen feststellen.

Ein weiterer Aspekt, der für den Einsatz von oszillierenden Geräten in der Osteoporose-Prävention spricht, ist die geringere Anpassungsfähigkeit der Knochenzellen im Alter. Hohe Reize von 2000 μ strain, die bei jungem Knochen osteogene Wirkung haben, können im Alter keinen neuen Knochen erzeugen. Viele, hochfrequente Reize mit niedrigerer Reizintensität haben im Tierversuch eine erhöhte Anpassung am Knochen ergeben, so dass diese Trainingsmöglichkeit eine Alternative im Alter bieten könnte, da keine hohen Reize nötig sind und trotzdem eventuell eine osteogene Wirkung durch das Trainings erreicht wird.

2.2.9.4 Wirbelsäulengymnastik in der Osteoporose-Prävention

Es existiert kein einheitliches Konzept für eine Wirbelsäulengymnastik (WS-Gymnastik). Die inhaltliche Grundlage bildet die funktionell richtige Beanspruchung der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur durch gezielte Gymnastik. Dabei gibt es einen fließenden Übergang zwischen reinen Gymnastikprogrammen und Konzepten, die auch die Haltungsschulung mit einbeziehen und Veränderungen von Verhaltensweisen erreichen wollen. Letztere gehören eher zum Bereich der Rückenschulen und kommen damit den international gebräuchlicheren Konzepten der „Back schools“ nahe, für die es auch verschiedene Studien und Untersuchungen gibt. Bei diesen Programmen sind neben Gymnastikübungen, die in besonderem Maß die Rumpfmuskulatur aktivieren sollen, auch die Vermittlung von anatomischen Grundlagen, das Einüben ergonomischer Verhaltensweisen oder Entspannungsverfahren Inhalt.

Zu diesen Rückenschulen gibt es international verschiedene Konzepte. Ausgehend von Fahrni und Orth (1975), die erzieherische Elemente zur Behandlung von Rückenschmerzen mit einbeziehen, kam es zur Entwicklung der „Schwedischen Rückenschule“ von Forssell (1981), die als wichtiges Element die Kompensation von mechanischem Stress durch entsprechende Verhaltensweisen und Training sieht. Die Verbreitung der „Canadian Back Units“ durch Hall (1983), führte zum Einbezug psychologischer Elemente und zur Schulung von Verhaltensänderungen, die die Eigenverantwortlichkeit für die Gesundheit ver-

mitteln wollen. Die Kalifornische Rückenschule beinhaltet ebenfalls erzieherische Inhalte und zielt auf die Verbesserung der Funktionsfähigkeit und Selbstständigkeit der Teilnehmer (Fisk 1983). Diese Programme haben einen ganzheitlichen Ansatz, in dem neben einem Gymnastikprogramm auch das Bewusstsein für anatomische und ergonomische Grundlagen geschaffen und die Verhaltensweisen der Teilnehmer günstig beeinflusst werden sollen.

2.3 Veränderungen im Alter

Das Altern ist als physiologischer Prozess zu sehen, der etwa ab dem 30. Lebensjahr beginnt und zur gleichmäßigen Abnahme der Leistungsfähigkeit führt. Dabei bedingen zum einen genetische Faktoren die unterschiedlich ablaufenden Alterungsprozesse, zum anderen haben individuelle Verhaltensweisen und Lebensumstände wie Rauchen, Ernährung, körperliche Aktivität oder Krankheiten ebenso einen Einfluss. Die Folgen des Alterns sind ein Funktionsverlust der Organsysteme und eine geringere Qualität der verbliebenen Einheiten. Die Adaptionsfähigkeit und die Erholungsfähigkeit des Organismus ist reduziert. Die Veränderungen im Alter können soweit gehen, dass alltägliche Tätigkeiten wie das Einkaufen oder das Benutzen eines öffentlichen Verkehrsmittels zu einer risikoreichen Herausforderung werden. Neben altersbedingten Veränderungen spielt auch der Bewegungsmangel in unserer heutigen vorwiegend „sitzenden“ Gesellschaft eine große Rolle hinsichtlich der Abnahme der Muskel- und Knochenmasse sowie der allgemeinen Leistungsfähigkeit. Etwa 70 Prozent der Älteren sind körperlich nicht aktiv, obwohl die Lebensqualität und der Wunsch „gesund alt zu werden“, immer mehr an Bedeutung gewinnt.

2.3.1 Allgemeine strukturelle und funktionelle Veränderungen im Alter

Mit zunehmendem Alter zeigen sich am Herzen verschiedene Veränderungen. So kommt es unter anderem zu einer Zunahme von Bindegewebe und zur Abnahme der Elastizität. Der höhere periphere Widerstand und der gestiegene Blutdruck erfordern vom Herzen Mehrarbeit, um die gleiche Leistung wie in jungen Jahren zu erbringen. Es entsteht ein Verlust von kardialen Schrittmacherzellen bis zu 90 Prozent mit daraus resultierender Abnahme der Herzfrequenzvariabilität und Verminderung der maximalen Herzfrequenzrate unter Belastung. Im hämodynamischen Bereich zeigt sich eine Abnahme des maximalen Herzzeitvolumens und der maximalen Sauerstofftransportkapazität (Huonker et al. 2002). Die Anpassungen an Belastungen werden ungünstiger und die benötigte Erholungszeit wird länger. Die Funktionsfähigkeit der Lunge erfährt Einschränkungen. Die Atmungskapazität zeigt eine geringere Reserve mit unzureichender Sauerstoffversorgung des Gewebes unter Belastung. Das Residualvolumen

und die Atmungswiderstände steigen, die Diffusionskapazität sinkt. Die maximale Sauerstoffaufnahme wird kontinuierlich reduziert und kann bei untrainierten Älteren soweit sinken, dass die eigenständige Haushaltsführung eingeschränkt ist. Das Risiko für Übergewicht steigt durch einen reduzierten Grundumsatz. Damit geht ein erhöhtes Risiko für Diabetes einher. Auch Fettstoffwechselstörungen mit erhöhtem Gesamtcholesterinspiegel oder ungünstigem LDL/HDL-Verhältnis nehmen zu. Arteriosklerotische Veränderungen an den unteren Extremitäten können zur peripheren arteriellen Verschlusskrankheit führen (Skinner 1989).

Die oben erwähnten Veränderungen, die mit dem Altern und mit Bewegungsmangel zusammenhängen, sollen hier nur ansatzweise beschrieben werden, da schwerpunktmäßig die muskuloskelettalen Veränderungen im Alter betrachtet werden.

2.3.2 Altersbedingte Veränderungen an der Skelettmuskulatur

Im Altersverlauf kommt es zur deutlichen Abnahme der Muskelmasse, die zwischen dem 30. und 70. Lebensjahr etwa 30 Prozent betragen kann. Besonders deutlich ist der Verlust zwischen dem 50. und 60. Lebensjahr (Stoll et al. 2000). Von den Veränderungen sind die Muskelarchitektur, die Fasertyp-Zusammensetzung, die Agonisten-Antagonisten-Ansteuerung oder die Rekrutierung betroffen. Die Funktionsfähigkeit und Plastizität der Muskulatur geht durch eine reduzierte Regenerations- und Reparaturfähigkeit zurück. Die Menge an lokalen IGF-1 sinkt und es können weniger Satellitenzellen aktiviert werden, die für die Regenerations- und Anpassungsfähigkeit des Muskels entscheidend sind (Owino et al. 2001).

Durch den Rückgang der Muskulatur kommt es bei gleichbleibendem oder steigendem Körpergewicht zu einem ungünstigeren Kraft/Last-Verhältnis, das die Gehfähigkeit und Mobilität verschlechtert. Führt die Abnahme der Muskelmasse und -kraft dazu, dass die Unabhängigkeit im Alltag eingeschränkt wird, spricht man von Sarkopenie. Zu den inneren Risikofaktoren einer Sarkopenie zählen Vererbung, Rückgang der Geschlechts- und Wachstumshormone, neurologische Erkrankungen oder Krankheiten, die einen Anstieg von Zytokinen oder

Stresshormonen bedingen. Äußere Risikofaktoren sind vor allem eine unzureichende Ernährung und Bewegungsmangel (Moulias et al. 1999).

Von der Abnahme der Muskelmasse sind besonders die Typ-II-Muskelfasern betroffen, vermutlich durch die Verminderung der Anzahl der aktiven motorischen Einheiten (Häkkinen et al. 2000; Kirkendall und Garrett 1998). Der Eiweißgehalt der Muskelfasern nimmt ab und es entsteht ein verstärkter Verlust von Kalium und Calcium. Die Enzyme des aeroben Energiestoffwechsels sind in ihrer Aktivität reduziert und die Muskulatur ermüdet schneller.

Der Leistungsrückgang betrifft alle Kraftkomponenten. Die Ursache für die Verringerung der Maximalkraft wird vor allem in der Abnahme der maximalen Aktivierungsfähigkeit der Agonisten, aber auch in der Zunahme der Antagonisten-Koaktivierung gesehen (Lindle et al. 1997). Die Kraft der Beine lässt deutlicher nach als die der Arme (Humphries et al. 1999).

Die Neuronengröße und -zahl sowie die Nervenleitgeschwindigkeit und -frequenz sind reduziert mit Auswirkungen auf die Bewegungsfrequenz, -geschwindigkeit und -kontrolle.

Im Alterungsprozess nimmt die Gleichgewichtsfähigkeit ab mit Auswirkungen auf den aufrechten Stand und das Gangbild. Frauen verändern sowohl Schrittlänge als auch Schrittfrequenz. Die Standphase ist häufig verlängert und das Gangbild durch muskuläre Defizite beeinträchtigt (Daley und Spinks 2000). Verlängerte Steuerungsprozesse im ZNS und eine verminderte Sensibilität der Sinnesorgane führen zu zusätzlichen Einschränkungen.

Hughes (2001) stellte in einer longitudinalen Studie über zehn Jahre an 120 Personen im Alter von 46 bis 78 Jahren eine Abnahme der isokinetischen Kraft der Kniestrecker und Kniebeuger von 14 bzw. 16 Prozent fest. Die Abnahme der Armkraft fiel etwas geringer aus. Die Ursache sieht er in der Abnahme der Muskelmasse, der Anzahl der motorischen Einheiten sowie einer verschlechterten Frequenzierung und Synchronisation, die alters- aber auch lebensstilbedingt ist.

Die Veränderungen an der Muskulatur haben zahlreiche Auswirkungen für den Alltag. Ein Beispiel dafür zeigt die Studie von Rantanen und Avela (1997), die den Zusammenhang zwischen der Leistung der Beinstrecker und der Gehge-

schwindigkeit bei 80 bis 85-jährigen darstellten. Für eine Gehgeschwindigkeit von 1,3 bis 1,5 m/s müssen 4 Watt/kg aufgebracht werden, für 1,5 bis 2 m/sec bereits 7 Watt/kg. Sinkt die Leistungsfähigkeit und damit die Gehgeschwindigkeit unter 1,2 m/sec, sind die Betroffenen nicht mehr in der Lage, eine Straße während einer Ampel-Grünphase zu überqueren. Es kommt zur Abnahme der Selbständigkeit bis hin zur Immobilität. Das Risiko, zu stürzen und damit eine Hüftfraktur zu erleiden, steigt mit schlechteren muskulären Voraussetzungen. Betroffen von altersbedingten Veränderungen sind auch Knorpel, Sehnen und Bänder, die ihre elastischen Eigenschaften verlieren, so dass unachtsame Bewegungen schneller zu Verletzungen führen können.

2.3.3 Altersbedingte Veränderungen am Knochen

Der Knochen ist ein dynamisches Gewebe, das einer kontinuierlichen Erneuerung unterliegt. Die mechanische Qualität wird durch den laufenden Umbau gesichert. Allerdings scheinen diese Anpassungs- und Reparaturmechanismen im Alter reduziert zu sein.

2.3.3.1 Die Knochenmasse im Altersverlauf

In den ersten zwei Lebensjahrzehnten ist der Knochenstoffwechsel vorwiegend von Modeling-Prozessen geprägt. Es erfolgt sowohl ein Längen- wie auch ein Dickenwachstum. Dabei besteht eine enge Korrelation zwischen Muskelmasse und Knochenmasse wie in verschiedenen Studien gezeigt werden konnte (Ferretti et al. 1998) (Abbildung 31).

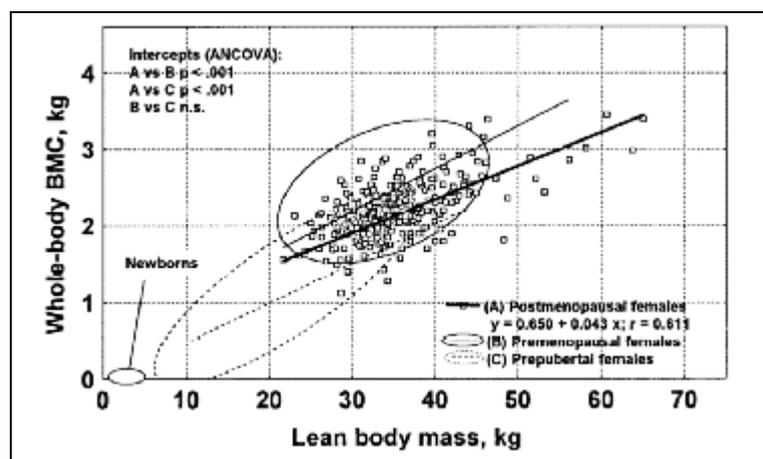


Abbildung 31:

Korrelation zwischen Gesamtkörper-BMC und fettfreier Körpermasse (Ferretti et al. 1998, S. 685)

Allerdings steigt bei Mädchen während der Pubertät die Knochenmasse (siehe Abbildung 32), vermutlich hormonell beeinflusst, stärker an als bei Jungen, so dass nach der Pubertät ein Überschuss an Knochenmasse vorliegt.

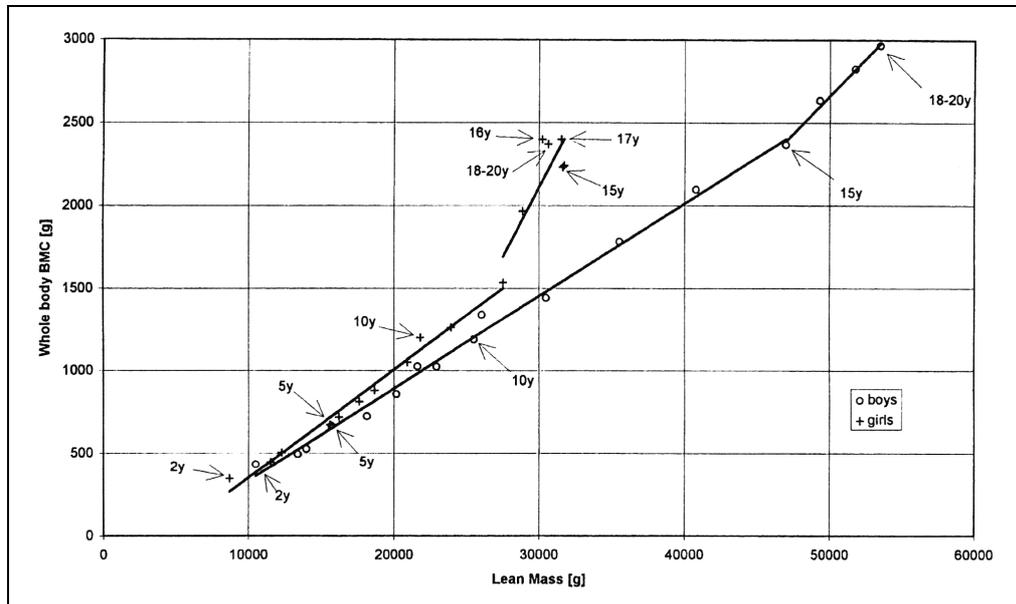


Abbildung 32:

Anstieg des Gesamtkörper-BMC bei Mädchen in der Pubertät (Schiesl et al. 1998, S. 4)

Bisher ist noch nicht klar, inwieweit dieser Überschuss biomechanisch sinnvoll angelagert wird oder als Speicherreserve für Schwangerschaften dient (Rittweger et al. 2000a). Es gibt Überlegungen, dass genau dieser Knochenüberschuss verstärkt nach der Menopause abgebaut wird. Nach dem 30. Lebensjahr, nach dem Erreichen der Spitzenknochenmasse, findet kaum noch Knochenneubildung statt, sondern vor allem ein Umbau oder Abbau. Eine deutliche Abnahme der Knochenmasse erfolgt häufig zwischen dem 50. bis 60. Lebensjahr und nach dem 70. Lebensjahr. Kommt es in kurzer Zeit zu einem deutlichen Verlust an Knochenmasse, muss der Verdacht auf Osteoporose erhoben werden. Vom altersbedingten Knochenverlust sind bei Frauen primär der Oberschenkelhals und der Unterarm betroffen (Abbildung 33).

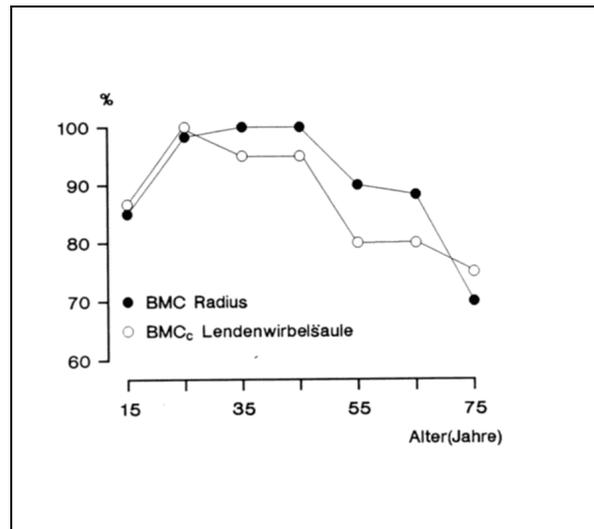


Abbildung 33:

Abnahme des BMC bei Frauen am Radius und an der LWS (Christiansen und Riis 1990, S. 37)

2.3.3.2 Geschlechtsspezifische Unterschiede der Knochenanpassung

Auf geschlechtsspezifische Unterschiede weisen Mosekilde (2000) und Seeman (2001) hin. Die peak bone mass und die Knochenfestigkeit ist bei Männern im mittleren Alter höher und es erfolgt im Altersverlauf eine kompensatorische Zunahme der Querschnittsfläche des Knochens sowohl bei den Wirbelkörpern als auch in den Röhrenknochen. Dagegen ist bei Frauen im Altersverlauf die Resorption im endostalen Bereich stärker als die subperiostale Apposition und führt so zur kortikalen Erweiterung und Vergrößerung des Markraums (Chapurlat et al. 2000).

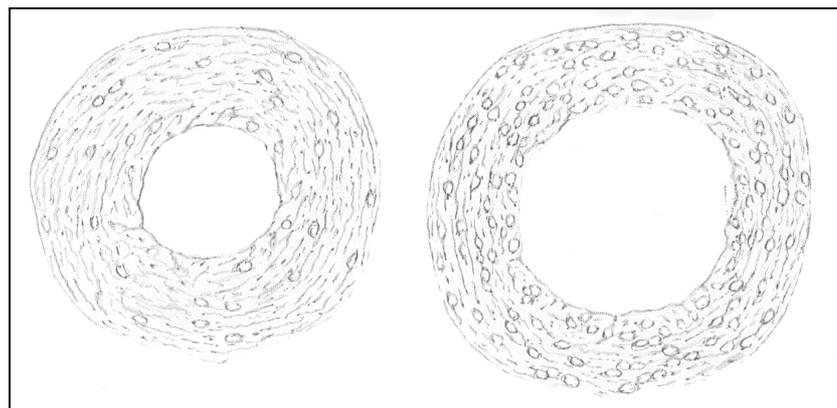


Abbildung 34:

Knochenquerschnitt einer 30- bis 40-jährigen (links) und einer 80-jährigen Person (rechts) (Netter 1992, S.191)

Bei Frauen kommt es während der Menopause häufig zu einer deutlichen Zunahme des Remodelings, dass zu vermehrten Resorptionslakunen und zur Verkürzung der Mineralisierungszeit mit verminderter Mineralisierung des Kno-

chens führt. In hohem Alter nimmt das Remodeling ab, dadurch steigt aber das durchschnittliche Knochenalter und führt zu einem zu hohen Mineralanteil und größeren Mineralkristallen. Der Anteil an Microdamages steigt und die Toughness des Knochens geht zurück. Dadurch wird der Knochen brüchiger (Burr 2002a). Frauen haben häufig deutlich mehr unterbrochene Trabekelverbindungen als Männer, die selten erhöhte Umbauprozesse im Knochen aufweisen. Dadurch sind Männer weniger von osteoporosebedingten Frakturen betroffen (Seeman 2001). Der Vergleich von Frauen mit und ohne Wirbelkörperfrakturen zeigt, dass Frauen mit Frakturen entweder einen zu hohen oder zu niedrigen Mineralisationsgrad aufweisen, so dass bei dieser Personengruppe eventuell eine Unfähigkeit der Trabekel vorliegt, auf Reize angemessen zu reagieren.

2.3.3.3 Veränderungen der Knochenqualität im Alter

Im Alter nimmt nicht nur die Knochenmasse, sondern auch die Knochenqualität ab. Im kortikalen Knochen nimmt der Querschnitt der Osteone ab, während der Durchmesser der Haver'schen Kanäle größer wird. Durch die Zunahme der intrakortikalen Porosität wird die Elastizität und die Festigkeit des kortikalen Knochen maßgeblich reduziert (Wachter et al. 2001). Im trabekulären Knochen zeigen sich aufgrund der größeren Oberfläche noch deutlichere Veränderungen. Die Festigkeit der Wirbelkörper reduziert sich um den Faktor 4 bis 5 vom 20. bis 80. Lebensjahr, obwohl die volumetrische Dichte nur auf die Hälfte sinkt. Dies wird durch Veränderungen des trabekulären Netzwerks mit deutlicher Abnahme der Dicke und Anzahl der horizontalen Trabekel verursacht. Zusätzlich ist die Toughness des Knochens reduziert, da gehäuft Microdamages entstehen (Zioupos und Currey 1998). Bis zum 90. Lebensjahr ist jede vierte horizontale Trabekelverbindung unterbrochen, bei den vertikalen Trabekeln, die teilweise kompensatorisch verstärkt werden, ist nur jedes elfte Trabekel betroffen (Keaveny 2002). Besonders zeigen sich diese Veränderungen in den zentralen Bereichen der Wirbelkörper (Banse et al. 2002; Thomsen et al. 2002). Der Verlust von Trabekeldicke und -anzahl führt zu einer Reduktion der maximalen Festigkeit, wie in Abbildung 35 erkennbar ist. Sind die Veränderungen stark fortgeschritten, können bereits geringe Alltagsreize zu Frakturen führen (Guo und Kim 2002; Mosekilde et al. 2000) (Abbildung 35).

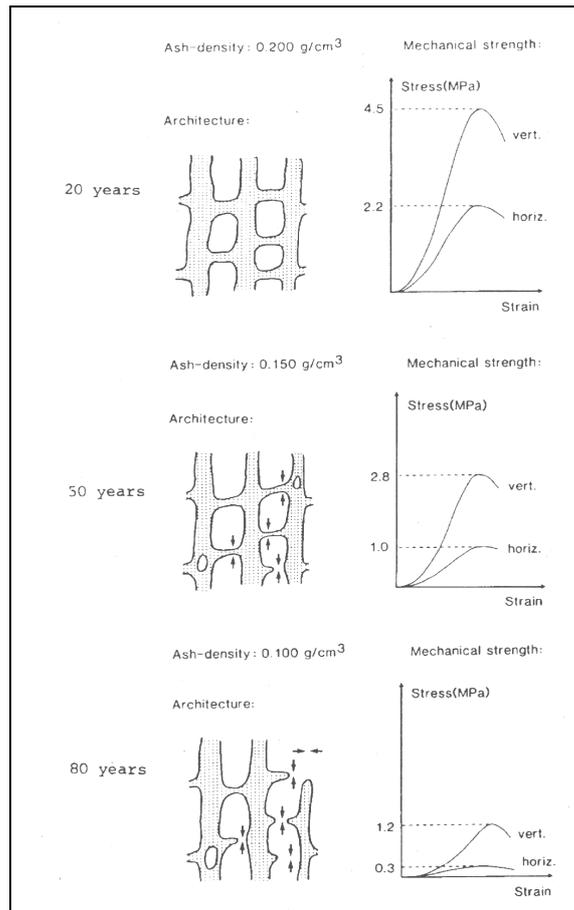


Abbildung 35:

Veränderung der Stress-Strain-Kurve am trabekulären Knochen im Alter (Mosekilde 2000, S. 6)

Einen nicht zu unterschätzenden Einfluss auf die Knochenqualität haben aber auch Veränderungen des Kollagens, das immerhin etwa 90 Prozent des organischen Knochens ausmacht. Untersuchungen von Wachter (2002), Wang (2002) und Banse (2002) weisen auf altersbedingte Veränderungen der intramolekularen Crosslinks hin, die die Stabilität des Kollagens beeinträchtigen und die Toughness des Knochens reduzieren. Auch degenerative Veränderungen an den Bandscheiben führen zu einem erhöhten Risiko für Wirbelkörpereintrüche (Mosekilde et al. 2000).

2.3.4 Osteopenie und Osteoporose

Die normalen altersbedingten Veränderungen sowie der Rückgang an körperlicher Aktivität und Muskulatur führen zur physiologischen Abnahme der Knochenmasse im Altersverlauf. Dies wird als Osteopenie bezeichnet. Von Osteoporose spricht man, wenn durch verschiedene Krankheiten, Medikamente, Umgebungsbedingungen oder durch Vererbung die altersbedingten Veränderun-

gen am Knochen stärker auftreten und zu einer deutlichen Verschlechterung der BMD-Werte führen.

Die Ursache ist eine gestörte Kopplung von Knochenformation und -resorption durch Zunahme der Aktivierungsfrequenz von neuen BMU's und verkürzter Lebensdauer der bestehenden. Nach der ersten Phase der Mineralisation, die etwa fünf bis zehn Tage dauert, kommt es normalerweise in einer zweiten Phase langsam über mehrere Wochen zur Ausreifung des Knochens und Einlagerung von Mineralanteilen. Durch die gesteigerte Umbaurate erfolgt diese zweite Phase nicht vollständig und es wird keine komplette Mineralisierung mehr erreicht, bevor die nächste Resorptionsphase einsetzt, so dass die Knochenmasse abnimmt (Meunier und Boivin 1997). Beeinflusst werden diese Geschehnisse von hormonellen Veränderungen wie der lokalen Produktion von Zytokinen, z.B. Interleukin-1 oder Tumornekrosefaktoren (TNF), die die Produktion von Interleukin-6 stimulieren und damit die Osteoklasten-Aktivität erhöhen oder zur Apoptose der Osteoblasten führen. Aber auch die Osteoblasten und Osteozyten selbst scheinen eine reduzierte Formationsaktivität und eine geringere Lebensdauer zu haben (Mullender et al. 1996; Rubin et al. 2001). Die Abnahme der Osteozyten-Lakunen-Dichte, die geschlechtsunabhängig ist und vor allem im tiefen Knochen vorkommt (also eher vom Alter des Knochens als vom Alter der Person abhängt) korreliert mit der Zunahme der Porosität und Anzahl der Microdamages und schränkt die Funktionsfähigkeit des Knochens ein (Vashishth et al. 2000).

Es besteht bei Osteoporose kein direkter Zusammenhang zwischen der Knochendichte und Knochenstoffwechselfparametern. Dies lässt vermuten, dass der erhöhte Turnover mehr die Architektur beeinflusst und zu einer Verschlechterung der qualitativen Eigenschaften wie der Festigkeit führt. Die Ausmaße einer Osteoporose lassen sich deswegen nur bedingt über Knochendichtemessungen feststellen (Newitt et al. 2002). Nach Ahlborg (2001) haben Frauen, die bereits vor der Menopause eine erniedrigte Knochendichte hatten, ein höheres Risiko, an Osteoporose zu erkranken. Ein früher Menopausenzeitpunkt scheint dagegen kein erhöhtes Risiko zu bedeuten.

2.3.5 Risikofaktoren für Hüftfrakturen

Ein wesentliches Problem im Zusammenhang mit Osteoporose stellen Oberschenkelhalsfrakturen und Wirbelkörperbrüche dar. Während letztere nur zu 40 Prozent als Folge von Stürzen auftreten und häufig bereits ohne größere äußere Einwirkung entstehen, sind Frakturen im Hüftbereich zu 90 Prozent Sturz bedingt. Nahezu jeder dritte Mensch über 65 Jahren stürzt einmal im Jahr, bei über 80-jährigen liegt der Anteil bei 50 Prozent. Die Folgen sind neben Unterarm- oder Oberarmfrakturen mehr als 100.000 Oberschenkelhalsfrakturen pro Jahr allein in Deutschland (Runge 2000), die häufig zu bleibender Pflegebedürftigkeit oder zum Tod durch Folgekrankheiten führen. Kanus (2002), der einen deutlichen Anstieg der Oberschenkelhalsfrakturen von 1970 bis 1998 feststellte, erhebt die Vermutung, dass es in Zukunft immer mehr Frakturen geben wird.

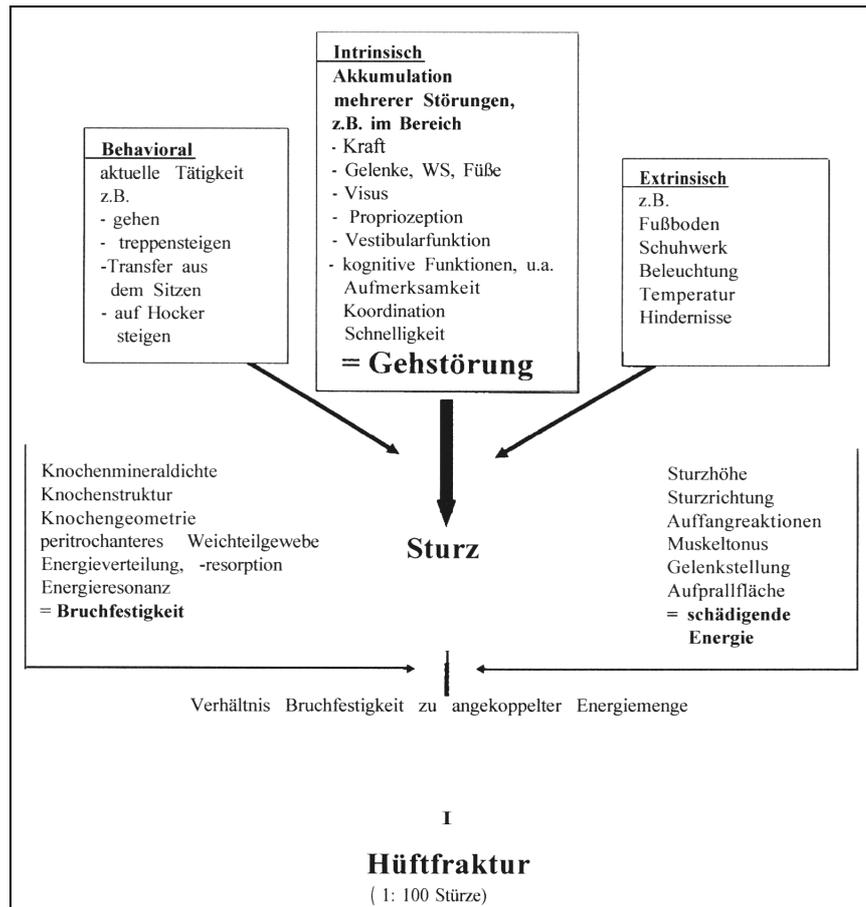
Für die sturzbedingten Frakturen gibt es neben dem Alter und der verminderten Knochendichte zahlreiche Gründe. Wesentlich sind dabei:

- Verminderte muskuläre Kraft
- Verminderte seitliche Haltungskontrolle
- Gehstörungen
- Verminderte Sehleistung
- Geistige Störungen bis zur Demenz
- Einnahme von Medikamenten, die das Sturzrisiko erhöhen
- Vorangegangene Stürze mit Verletzungen (Runge et al. 2000)

Entscheidend bei Stürzen sind die Fallhöhe und die Fallrichtung. Besonders gravierend sind die Folgen bei seitlichen Stürzen mit direktem Aufprall auf den Oberschenkel - ein Sturzmechanismus, der gerade bei älteren Personen häufig zu finden ist. Dabei können Kraftspitzen bis etwa 5600 Newton auftreten. Diese Werte können bei älteren Menschen auch ohne Osteoporose zu Frakturen führen. Eine Veränderung des Gangbildes mit starker Verlangsamung der Gehgeschwindigkeit, die vor allem durch eine Reduzierung der Schrittfrequenz zustande kommt, ist ein deutliches Anzeichen für pathologische Veränderungen. Weitere Faktoren sind eine vorgebeugte Rumpfhaltung, ein verringertes Abrollen des Fußes oder eine verringerte Kraft des Fußabdrucks. Dieses eher schlür-

fende Gangbild erhöht die Gefahr des „Hängenbleibens“ an Kanten, Teppichecken oder anderen Hindernissen. Problematisch wird es zusätzlich, wenn aufgrund der fehlenden allgemeinen Beweglichkeit Schnürschuhe durch Hausschlappen ersetzt werden und so kein fester Halt im Schuh möglich ist. Schuhe mit weicher Sohle, die häufig von älteren Menschen bevorzugt werden, verschlechtern die Wahrnehmung des Bodenkontaktes und führen aufgrund ihrer Kunststoffsohle in manchen Situationen zu abruptem Abbremsen des Schrittes mit nachfolgendem Stolpern oder Stürzen (Runge 2000). Eine ausreichend hohe Gehgeschwindigkeit hat im Alltag funktionelle Bedeutung, um z.B. rechtzeitig im Haus zum Telefon oder zur Toilette zu kommen. Auch im Straßenverkehr treten häufig beobachtbare Gefahren auf, wenn ältere Menschen nicht mehr schnell genug über die Straße gehen oder nicht sicher öffentliche Verkehrsmittel benutzen können. Das Verletzungsrisiko bei Stürzen wird zusätzlich durch die Verlängerung der Reaktionszeit im Alter erhöht, wodurch Schutzmechanismen mit Armen oder Händen nicht mehr ausreichend schnell wirken können.

Intrinsische Risikofaktoren für Oberschenkelhalsfrakturen sind die Knochenfestigkeit, die kortikale und trabekuläre Knochendichte, die Knochenmakroarchitektur und -geometrie, die trabekuläre Knochenmikroarchitektur, die Matrixzusammensetzung und die Turnover-Rate (Newitt et al. 2002). Patienten mit Oberschenkelhalsfrakturen haben häufig größere Haver´sche Kanäle, größere Osteone und damit weniger Osteone pro Fläche, die aufgrund ihrer geringeren Zahl eventuell nicht so effektiv in der Energieabsorption sind (Yeni und Fyhrie 2002). Eine umfassende Auflistung der sturzbeeinflussenden Faktoren ist nachfolgend dargestellt:

**Abbildung 36:**

Zusammenhang zwischen Sturzrisiko und Hüftfraktur (Runge 1997, S. 269)

Der BMD-Wert hat als Risikofaktor für Hüftfrakturen einen ähnlichen Stellenwert wie erhöhte Cholesterinwerte für einen Schlaganfall (Marshall et al. 1996). Bedeutsam werden niedrige BMD-Werte vor allem im höheren Alter, da sie hier ein deutlich gesteigertes Risiko für Frakturen bedeuten.

Der Vergleich zwischen verschiedenen Ländern zeigt eine deutlich geringere Hüftfraktur-Rate in der japanischen Bevölkerung. Die Ursache dafür scheint eine höhere Hüftbeweglichkeit zu sein, die mit den japanischen Sitzgewohnheiten einher geht, während bei älteren Personen in westlichen Ländern deutliche Einschränkungen der Hüftextension vorhanden sind (Ross und Huang 2000).

Vitamin-D-Mangel und geringe körperliche Aktivität führen zu einer Reduktion der Muskelmasse, insbesondere einer Atrophie der Typ-II-Fasern (Sato et al. 2002) und erhöhen das Risiko für Hüftfrakturen. Allerdings führt allein die Calcium- und Vitamin-D-Substitution nach einer Kohorten-Studie von Cumming an 9704 Amerikanerinnen über 65 Jahren nicht zu einer Reduktion des Fraktur-Risikos (Cumming et al. 1997).

Bei den meisten Personen bleibt nach Stürzen mit Verletzungsfolge über lange Zeit die Angst vor neuen Stürzen, die häufig zur Reduktion von körperlicher Aktivität führt und in eine gefährliche Inaktivität münden kann (Runge 1997).

Betrachtet man die verschiedenen Risikofaktoren, die die Sturzwahrscheinlichkeit erhöhen wie muskuläre Schwächen oder Koordinations- und Gleichgewichtsprobleme, dann erscheint es naheliegend, gerade körperliche Aktivität in der Prävention der Osteoporose einzusetzen, da im Gegensatz zu Medikamenten nicht nur der Knochen, sondern auch die Muskulatur, das Koordinations- und Gleichgewichtsvermögen oder auch typische Alterserkrankungen günstig beeinflusst werden können (Johnell et al. 2002).

2.4 Training im Alter

2.4.1 Allgemeine Trainingseffekte im Alter

Die Lebenserwartung einer Person hängt von genetischen Faktoren, von Erkrankungen und ganz wesentlich vom Lebensstil ab. Körperliches Training ermöglicht im Kinder- und Jugendalter die Ausbildung einer größtmöglichen organischen Leistungsfähigkeit und scheint bisher die einzige Möglichkeit zu sein, Alterungsvorgänge möglichst lange hinauszuzögern. Durch ausreichendes Ausdauertraining kommt es zur Ökonomisierung der Herzarbeit sowohl unter Ruhe als auch unter Belastung. Die Fließeigenschaften des Blutes verbessern sich, der Blutdruck kann sich normalisieren. Längerfristiges Ausdauertraining kann den Triglyzerid- und Gesamtcholesterinspiegel senken und ein günstigeres LDL/HDL-Verhältnis schaffen. Auch der bei älteren Personen häufig auftretende Altersdiabetes kann positiv beeinflusst werden. Regelmäßige körperliche Aktivität kann gewichtsregulierend wirken und zu einem bewussteren Gesundheitsverhalten beitragen (Völker 2002).

2.4.2 Muskuläre Anpassungen durch Training bei Älteren

Auch im höheren Lebensalter führt ein regelmäßiges Krafttraining zur Zunahme der Muskelkraft (Madsen et al. 1997; Morgan 1985; Moritani und deVries 1979; Nichols et al. 1993). Dabei entstehen zuerst primär neuronale Adaptionen mit verbesserter Ansteuerung der Agonisten und Antagonisten (Akima et al. 1999; Sale 1988). Zur Muskelhypertrophie mit Vermehrung der kontraktilen Proteine und Vergrößerung des Muskelquerschnitts kommt es erst nach einigen Wochen, auch wenn experimentelle Studien bereits frühzeitig eine Zunahme der Muskelproteine nach hochintensiven Widerstandsübungen zeigen (Abe et al. 2000). Es sind auch bei älteren Personen noch morphologische Veränderungen auf zellulärer und molekularbiologischer Ebene mit Verbesserung des lokalen Metabolismus und des Protein-Turnovers sowie der Protein-Synthese möglich. Sind zusätzlich Ausdauerkomponenten im Training enthalten, kann auch die Vaskularisierung und der Sauerstofftransport im Muskel verbessert sowie die oxidative Kapazität und der Muskelglykogenspiegel erhöht werden (Carmeli et al. 2000; Cartee 1994). Die im Alter reduzierte Ca^{2+} -Aufnahme im sarkoplasmatischen Retikulum und die Ca^{2+} -ATPase-Aktivität steigen durch Training (Hunter

et al. 1999). Tracy (1999) stellte durch ein Krafttraining über neun Wochen bei zwölf Männern und elf Frauen zwischen 65 und 75 Jahren eine Zunahme der Kraft (relative Kraftveränderung bei Männern 27 Prozent, bei Frauen 29 Prozent) und des Muskelvolumens (bei Männern und Frauen jeweils 12 Prozent) fest. Fiatarone Singh (1999) untersuchte an 26 Männern und Frauen im Alter von 72 bis 98 Jahren die Anpassungserscheinungen am Muskel durch ein zehnwöchiges intensives Krafttraining über das 1-RM und Muskelbiopsien. Dabei konnte sie eine deutliche Zunahme der Kraftwerte im Zusammenhang mit einer Erhöhung der IGF-I-Immunreaktivität und ultrastruktureller Schäden im Muskel mit nachfolgenden Anpassungserscheinungen über Bildung von neuem Myosin feststellen. Häkkinen (2001) fand bei zehn älteren Frauen nach 21-wöchigem Krafttraining eine Zunahme der isometrischen Maximalkraft um 37 Prozent, des 1-RM um 29 Prozent und eine Zunahme des Muskelquerschnitts um 5 bis 9 Prozent. Diese deutliche Vergrößerung des Muskelquerschnitts konnte er in einer weiteren Studie (Häkkinen et al. 1998) nicht feststellen. Die kleine Probandenanzahl schränkt allerdings die Aussagekraft seiner Studien ein.

Bei älteren Personen kann durch Training das Sturzrisiko reduziert werden, wie Buchner (1997) an 105 Personen im Alter von 68 bis 85 Jahren oder Tinetti (1994) an 301 Männer und Frauen zeigen konnte. Durch die Verbesserung der Beinkraft kann die Gehgeschwindigkeit und damit die Fähigkeit öffentliche Verkehrsmittel zu benutzen oder bei eingeschränkteren Personen das selbständige Aufstehen vom Sitz ermöglicht werden (Ringsberg et al. 1999). Die Arbeitsgruppe von Vincent konnte durch sechsmonatiges Krafttraining bei älteren Menschen zwischen 60 und 83 Jahren zeigen, dass durch Krafttraining mit hoher und niedriger Intensität, die kardiopulmonale Ausdauer, die Maximalkraft, die Kraftausdauer und funktionelle Fähigkeiten wie das Treppen steigen verbessert werden konnten (Vincent et al. 2002).

Auch wenn alle Studien übereinstimmend eine große Trainierbarkeit der Muskulatur auch in höherem Alter zeigen, werden bei manchen Studien nur kurze Zeiträume betrachtet oder nur wenige Personen untersucht (Taaffe und Marcus 2000), so dass die Aussagefähigkeit der Studien eingeschränkt ist. Hohe Kraftgewinne in kurzer Zeit erheben die Frage, inwieweit bei der Erstmessung tat-

sächlich Maximalwerte erzielt worden sind und ob die Steigerungen nicht auch durch Lerneffekte hervorgerufen wurden.

2.4.3 Osteogene Effekte durch Training im Alter

Groß angelegte Studien konnten Zusammenhänge zwischen körperlicher Aktivität und Muskelkraft aber auch zwischen Muskelmasse und Knochenmasse zeigen (Ferretti et al. 1996; Proctor et al. 2000). Diese Ergebnisse werden von verschiedenen Tierversuchen, aber auch von Querschnittsstudien und von einigen longitudinalen Studien bestätigt, die sich auch mit der Frage der Reizgestaltung und den möglichen osteogenen Effekten von mechanischen Reizen auseinandersetzen. Die osteogenen Wirkungen körperlicher Aktivität hängen von der Art der Reizgestaltung, dem Lebensalter und anderen Faktoren ab und wurden in verschiedenen Studien untersucht.

2.4.3.1 Auswirkungen von mechanischen Reizen im Tierversuch

Eine Grundlage für die Annahme von Zusammenhängen zwischen mechanischen Reizen und Veränderungen am Knochen ergeben sich durch zahlreiche Tierversuche. Rubin fand in einer Untersuchung an neun Schafen, dass hochfrequente mechanische Reize über 20 Minuten täglich zur Zunahme der trabekulären Knochendichte führen (Rubin et al. 2002b). Mosley und Lanyon (1998) untersuchten die osteogene Wirkung moderater und hoher Zug- und Biegekräfte auf die Ulna von Ratten über zwei Wochen und stellten vor allem durch hochfrequente Reize eine periostale Knochenneubildung fest. Allerdings besitzen auch niedrige Reize unter 10 μ strain bei hoher Frequenz (20 Hz) osteogene Effekte (Judex 2002) und führen zur Zunahme des trabekulären Knochenvolumens, der Trabekeldicke und -zahl sowie der Knochenstiffness und -festigkeit. Torrance (1994) konnte positive, dosisabhängige Effekte nach zehn Tagen an der Ulna von Ratten zeigen. Cullen (2001) fand ebenfalls an Ratten periostale Zuwächse in Abhängigkeit von der Reizgestaltung. Rubin (1995) konnte in einer 16-wöchigen Studie an Truthähnen, die fünf Tage pro Woche täglich mit 100 Zyklen bei 2000 μ strain entlang der Längsachse belastet wurden, zeigen, dass durch diese Reize normaler Knochen aufgebaut wird. Judex (2000) stellte durch Sprungtraining mit jungen Hühnern im Metatarsus sowohl periostalen als auch endostalen Anbau fest. Einen Zusammenhang sieht

er in einer Unterdrückung des Zytokins RANKL, wodurch die Osteoklastenrekrutierung gehemmt wird (Judex 2002). Mechanische Reize führen in Tierversuchen zur Erhöhung von IGF-1 und TGF- β 1, die vermutlich eine Rolle bei der Knochenanpassung spielen (Bravenhoer 1995).

2.4.3.2 Meta-Analysen und Querschnittstudien

Es gibt mittlerweile zahlreiche Studien und auch einige Meta-Analysen und Reviews, die den Zusammenhang zwischen Knochendichte und körperlicher Aktivität untersuchen. Eine umfangreiche Übersicht von Querschnitts-Studien hat Vuori (2001) veröffentlicht. Dabei zeigen vor allem Sportarten mit hohem Kraftanteil wie Gewichtheben, Bodybuilding oder mit wiederholten Kraftreizen wie Football, Squash, Skifahren, aber auch rhythmische Sportgymnastik höhere Knochendichtewerte bis zu 20 Prozent bei den untersuchten Sportlern gegenüber nichtsporttreibenden Kontrollpersonen in den Körperregionen, die durch die Sportart hohe Reizen erfahren. Layne (1999) fand in ihrem Review bei verschiedenen Querschnittsstudien ebenfalls positive Zusammenhänge zwischen Sportarten mit hohen Kraftkomponenten wie Gewichtheben, Orientierungslauf oder Skilanglauf und der Knochendichte gegenüber Kontrollpersonen ohne sportliche Betätigung. Auch eine Studie von Pettersson (2000) mit 10 Rope Skippern, 20 Soccerspielern und 25 Kontrollpersonen zeigte hohe BMD-Unterschiede von bis zu 22 Prozent am distalen Radius.

Manche Studien berücksichtigen nur wenige Probanden, wie die von Heinonen (2001), der acht finnische Dreispringer im Vergleich zu Normalpersonen untersuchte und Veränderungen im Bereich der trabekulären vBMD der Tibia (18 bis 41 Prozent je nach Tibiahöhe), der BMD am Oberschenkelhals und LWS (31 Prozent) und der tibialen kortikalen Wanddicke (von 20 bis 50 Prozent je nach Messhöhe) feststellte, so dass eine allgemeine Aussage kaum möglich ist. Ähnliche Einschränkungen gelten für andere Studien wie die von Calbet (1998) oder Tsuzuku (2001).

Im Rahmen der „Amsterdam growth and health longitudinal study“ wurden 182 Personen im Alter von 13 bis 29 Jahren über 15 Jahre bezüglich ihrer körperlichen Aktivität beobachtet und zum Abschluss die Knochendichte im Bereich des Oberschenkelhalses, der Lendenwirbelsäule und des Unterarms ge-

messen. Dabei fanden sich positive Korrelationen zwischen neuromotorischer Fitness und Knochendichte. Leider fehlen dieser Studie Basiswerte für den Knochen (Kemper et al. 2000). Brahm (1997) konnte ebenfalls in einem Querschnittsvergleich an 30 Probanden (19 bis 54 Jahren), die regelmäßiges Ausdauertraining durchführten, höhere BMD-Werte in den gewichtstragenden Knochenregionen und einen niedrigen Turnover im Vergleich zu Nichtsportlern finden.

Querschnittsstudien lassen allerdings immer die Frage offen, inwieweit die Unterschiede hinsichtlich der Knochendichte durch die sportartbedingten mechanischen Reize entstanden sind oder die bestehenden Unterschiede im Körperbau die Wahl der Sportart beeinflusst haben.

2.4.3.3 Longitudinale Studien

Einen umfassenden Überblick über randomisierte kontrollierte und nichtrandomisierte kontrollierte Studien hat die Arbeitsgruppe von Wolff (1999) für den LWS- und Hüftbereich veröffentlicht und kommt zu dem Schluss, dass longitudinale Studien geringere osteogene Effekte durch körperliches Training aufweisen als Querschnittsstudien und Tierversuche vermuten lassen würden. Allerdings erbrachten die meisten Studien trotz einer großen Schwankungsbreite der Ergebnisse mit Verschlechterungen von 6,6 Prozent bis zu Steigerungen von 10,2 Prozent im Jahr insgesamt überwiegend positive Ergebnisse. Diese unterschiedlichen Effekte hängen von der Art des Trainings, der Anzahl der Probanden, der Kontrolle des Trainings, aber auch der Studienplanung ab. Vor allem Trainingsstudien, die nur geringe Reize setzten, konnten keinen Knochenabbau verhindern. Nicht-randomisierte Studien führten häufig zu höheren Ergebnissen als randomisierte Studien und müssen entsprechend bewertet werden. Ein korrigierter allgemeiner Behandlungseffekt ergab in dem Review von Wolff für kontrollierte randomisierte Studien Verbesserungen der Knochendichte, die etwa bei einem Prozent im Jahr lagen. Dies entspricht der Meta-Analyse von Kelley (2001), der auch kontrollierte und randomisierte kontrollierte Studien verglich und sowohl für aerobes Training als auch für Krafttraining vorwiegend positive Effekte an der LWS und am Oberschenkelhals fand. Die gefundenen Ergebnisse lagen aber auch eher im knochenerhaltenden Bereich. Layne (1999) beschreibt in ihrem Review eine eigene einjährige randomisierte prospektive Kraft-

trainings-Studie, die in der Trainingsgruppe zu durchschnittlichen BMD-Gewinnen von einem Prozent an der LWS und am Oberschenkelhals führte, während die Kontrollgruppe in beiden Bereichen Verluste um zwei Prozent hinnehmen musste.

2.4.3.4 Rolle der Sportart für osteogene Effekte

Die verschiedenen Sportarten unterscheiden sich deutlich bezüglich der entstehenden Reize, die über die Muskelkontraktionen, aber auch über Bodenreaktionskräfte auf den Körper wirken können. Bekannt sind deutliche osteogene Effekte durch Gewichtheben und Bodybuilding. Allerdings haben auch Sportarten mit geringen, aber häufigen Reizen durchaus Effekte auf den Knochen. Unterschiedliche BMD-Gewinne zwischen Gewichthebern und Läufern begründet Frost (1997) mit den unterschiedlichen mechanischen Reizen, die auf die Knochen der Sportler wirken. Gewichtheber üben durch ihre ausgeprägte Muskulatur hohe Verformungskräfte auf den Knochen aus, die die Modeling-Schwelle übersteigen und zur Zunahme der Knochenmasse führen. Langstreckenläufer sind in der Regel dünn und haben deutlich weniger Muskeln als Gewichtheber, so dass keine Notwendigkeit für den Körper besteht, übermäßig Knochenmasse anzubauen. Allerdings fand Gibson in einer Querschnittsstudie an 124 weiblichen Läuferinnen im Alter von 16 bis 68 Jahren, die mindestens drei Stunden pro Woche trainierten, auch durch Laufen positive Effekte auf den BMD, falls normale Östrogenspiegel vorhanden waren (Gibson et al. 2000). Dies bestätigt auch die Studie von Benell (1997), der im Vergleich von 50 Sprintern, Springern oder Mehrkämpfern und 61 Ausdauerathleten bei allen Trainierenden Zugewinne der BMD-Werte im Vergleich zur nichttrainierenden Kontrollgruppe in den gewichtstragenden Regionen feststellte und daraus folgert, dass auch bei Ausdauerläufern die Bodenreaktionskräfte, die etwa das drei- bis vierfache des Körpergewichts erreichen, die osteogene Schwelle übersteigen.

Bei Turnerinnen und Gymnastinnen können die wirkenden Bodenreaktionskräfte mit Scher-, Kompressions- und Rotationskräften bis zum 11-fachen des Körpergewichts betragen, so dass diese Sportlerinnen häufig höhere BMD-Werte haben. Diese hohen Reize können oft sogar die negativen Auswirkungen von hormonellen Störungen am Knochen kompensieren, während die osteogenen

Reize bei Läuferinnen mit Hormonstörungen meist nicht reichen, um die Knochenmassen zu erhalten. Auch Ballsportarten, Sprungdisziplinen oder Mountain-Biken führen zu osteogenen Reizen (Wallace und Cumming 2000; Warner et al. 2002).

2.4.3.5 Vergleich der Knochenparameter an Spiel- und Nicht-Spiel-Arm

Große Bedeutung haben auch einige Studien, die die Extremitäten von Sportlern bezüglich des Spielarms und Nicht-Spielarms betrachten. Haapasalo (2000) fand bei Tennisspielern im Spielarm eine Vergrößerung des Knochenquerschnitts von 28 bis 35 Prozent bei gleicher volumetrischer Knochendichte. Die Unterschiede fallen bei Kindern, die früh mit dem Training begonnen haben, besonders deutlich aus (Kontulainen et al. 2001) und zeigen Veränderungen der Knochenmasse, -größe und -geometrie.

2.4.3.6 Anpassungsmöglichkeiten des Knochens im Altersverlauf

Trainingsreize führen besonders in jungen Jahren zu hohen Anpassungserscheinungen am Knochen wie unter anderem die Studie von Heinonen (2000) zeigt. Allerdings weisen Seeman (2002) und Rauch (2001) auf verschiedene kritische Punkte hin. Gerade im Wachstumsalter müssen die Untersuchungs- und Kontrollgruppen sehr homogen sein, da bereits geringe Verschiebungen im Entwicklungsalter zu unterschiedlichen Wachstumsschüben führen. Die dadurch entstehenden unterschiedlichen Steigerungen der Knochenhöhe oder -fläche führen zu Veränderungen der Knochendichte und beeinflussen damit deutlich das Ergebnis. Eine Zunahme der Knochengröße führt durch die projizierende DXA-Messung zu einem deutlich höheren BMD, ohne dass am Knochen tatsächlich Veränderungen stattgefunden haben müssen. Auch spielt das Trainingsalter bei Querschnittstudien eine Rolle. Sportarten, die in der Regel sehr früh begonnen werden, wie z.B. das Geräteturnen oder die rhythmische Sportgymnastik, können auch deswegen relativ hohe Knochenmassen aufweisen, da das Training zum Zeitpunkt des Querschnittsvergleichs bereits länger durchgeführt wurde.

Bei älteren Personen und insbesondere bei Frauen nach der Menopause sind geringere positive Veränderungen durch sportliche Aktivität möglich. Besonders in den ersten Jahren nach der Menopause können die hormonell verursachten

Knochenverluste die möglichen Trainingseffekte übersteigen (Bassey et al. 1998).

2.4.3.7 Osteogene Effekte und Trainingsgestaltung

Eine Voraussetzung für messbare Effekte ist sicher eine ausreichend lange Trainingsdauer, die mindestens ein Jahr betragen sollte. Kurzfristige Studien wie die von Humphries (2000), Maddalozzo (2000), Chilibeck (1996), Adami (1999) oder Vincent (2002) können aufgrund der zeitlichen Dauer des Knochenumbaus keine großen Gewinne der Knochenmasse aufzeigen, sondern lediglich Verbesserung der Muskelkraft feststellen. Das Training muss ausreichend hohe Reize beinhalten und regelmäßig durchgeführt werden (Preisinger et al. 2001; Sinaki et al. 1996). Hohe Drop-Out-Raten schränken die Aussagefähigkeit mancher Studien ein (Burr et al. 2000).

2.4.3.8 Adaptionmöglichkeiten des Knochens und Ernährung

Abschließend soll noch auf einige Studien hingewiesen werden, die zeigen, dass Training nur bei gesunder Ernährung mit ausreichender Calciumzufuhr zu Trainingsanpassungen am Knochen führen kann (Uusi-Rasi et al. 2002).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die Mehrzahl der Trainingsstudien eine Verbesserung oder den Erhalt der Knochendichte durch regelmäßiges Training zeigen konnten. Der Effekt ist abhängig von der Art und Höhe der auftretenden mechanischen Reize und tritt in den Bereichen auf, die hohe Reize erfahren. Besonders große Effekte lassen sich in jungen Jahren erreichen. Einige Studien weisen aber auf eine knochenerhaltende Wirkung durch körperliches Training bei postmenopausalen Frauen hin. Viele der Trainingsstudien umfassen allerdings eine geringe Probandenzahl auf, so dass statistische Unterschiede häufig nicht nachweisbar sind.

2.5 Sportliche Aktivität, Befindlichkeit und Schmerzempfinden

Die Bedeutung der körperlichen Aktivität für die Gesunderhaltung des Menschen ist unbestritten. Dabei umfasst der Begriff Gesundheit nach WHO den Zustand des gesamten physischen, mentalen und sozialen Wohlbefindens und nicht nur die Abwesenheit von Krankheit und Gebrechen. Will man diesem Gesundheitsbegriff gerecht werden, kann körperliches Training in der Osteoporose-Prävention nicht nur auf die Verbesserung von Knochenmassen oder Kraftwerten ausgerichtet werden, sondern muss auch den emotionalen, kognitiven und sozialen Zustand der Trainierenden berücksichtigen.

Gesundheitsressourcen im physischen und psychischen Bereich müssen langfristig aktiviert und gefördert werden. Dazu ist es nötig, sich neben medizinischen und trainingswissenschaftlichen Fragestellungen auch mit den psychischen Zusammenhängen des Sporttreibens zu beschäftigen. Wesentlich sind dabei die Aspekte, welche positiven Einflüsse Sport auf psychischer Ebene haben kann, aber auch wie Teilnehmer langfristig zu körperlicher Aktivität motiviert werden und wie hohe Drop-Out-Raten im Gesundheitssport vermieden werden können.

2.5.1 Gesellschaftlicher Wandel und Auswirkungen auf die Gesundheit

In unserer modernen Industriegesellschaft werden Bewegungen häufig vermieden. Maschinen und Automaten ersetzen körperliche Arbeit. Zum Ausgleich für den Stress im Alltag erfolgt oft passives Erholen vor dem Fernseher.

Durch den gestiegenen Lebensstandard sind es meistens nicht mehr Infektionskrankheiten, die zum Tod führen, sondern neben den Tumorerkrankungen vor allem Zivilisationskrankheiten wie Herz-Kreislauf-Erkrankungen, Übergewicht oder Altersdiabetes. Diese Krankheiten stehen in engem Zusammenhang mit einer Verminderung der körperlichen Aktivität bei gesteigerter psychosozialer Belastung. Viele Menschen leben heutzutage länger, aber bei subjektiv schlechterem Befinden. Die Zahl der Arztbesuche sowie der Medikamentenverbrauch steigen kontinuierlich und tragen mit zur Kostenexplosion im Gesundheitswesen bei. Hier kann sportliche Aktivität die Möglichkeit bieten, Funk-

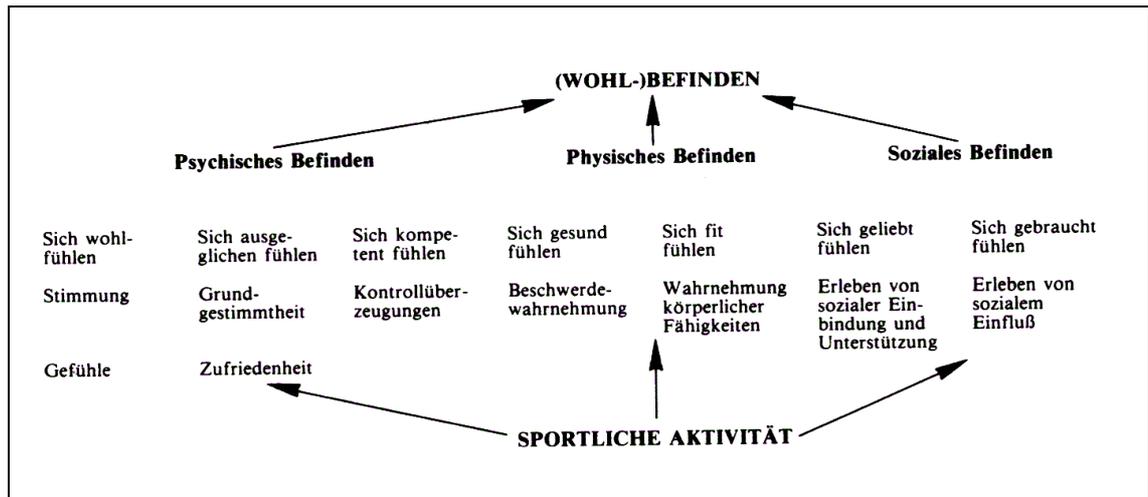
tionstüchtigkeit, Wohlbefinden und Lebensqualität zu erhalten oder wiederherzustellen.

Der Bewegungsdrang kleiner Kinder ist offensichtlich und ihre Motivation deutlich. Sie haben Spaß am Bewegen und den damit verbundenen Erlebnissen und Erfahrungen. Auch bei Erwachsenen muss in der sportlichen Aktivität das Erleben von Spaß, die Erfahrung von subjektiven Erfolgserlebnissen und eine Steigerung des Wohlbefindens möglich sein, um eine langfristige Teilnahme zu erreichen (Alfermann und Stoll 1996).

2.5.2 Modelle über die Zusammenhänge von Sport und Psyche

Es gibt verschiedene Modelle über die mögliche Wirkung sportlicher Aktivität auf die psychische Gesundheit. So beschäftigt sich der salutogenetische Ansatz mit den Fragestellungen „Warum werden Menschen krank?“ und „Warum bleiben Menschen gesund?“. In diesem Ansatz werden verschiedene interne und externe Faktoren als krankmachende Bedingungen gesucht, und es soll aufgrund von internen und externen Ressourcen zur Gesunderhaltung oder -werdung kommen. In Bewältigungs-Modellen wird davon ausgegangen, dass Merkmale der Person sowie des Lebenskontextes Ursachen für gesundheitliche Probleme, aber auch Hilfen bei deren Bewältigung darstellen können.

Ein wesentliches Modell, das die Grundlage für die hier folgenden Überlegungen bilden soll, ist das „Wohlbefindens-Modell“, bei dem die psychische Gesundheit als Wohlbefinden interpretiert und in körperliches, emotionales und soziales Befinden untergliedert wird (Brehm 2000).

**Abbildung 37:**

Wohlbefinden und sportliche Aktivität (Brehm 2000, S. 106)

Das psychische Wohlbefinden umfasst die zeitlich variable emotionale Reaktion auf situative und/oder personale Veränderungen (Stimmungen, Gefühle), das sogenannte „sich wohlfühlen“. Zeitlich stärker stabile emotionale Zustände und Eigenschaften (Grundgestimmtheiten, Emotionalität, Zufriedenheitsmaße) werden als das „sich ausgeglichen fühlen“ beschrieben. Unter der subjektiven Einschätzung der eigenen Handlungsfähigkeiten (Kontrollüberzeugungen, Verhaltenskontrolle) wird das „sich kompetent fühlen“ zusammengefasst. Zum physischen Befinden gehören die subjektive Wahrnehmung körperlicher Zustände, das „sich gesund fühlen“ bzw. der Fitnesszustand, das „sich fit fühlen“, das im Alter zunehmend an Bedeutung gewinnt und ein zentrales Motiv für viele Sporttreibende ist. Der soziale Aspekt des Wohlbefindens umfasst die Bereiche des „sich geliebt fühlen“ oder „sich gebraucht fühlen“ und zeigt die wichtige Rolle, die Übungsleiter und Gruppe für eine regelmäßige und langfristige Sportteilnahme bilden.

Grundlegende Annahmen bezüglich des Zusammenhanges von Sport und Psyche sind:

- Die sportliche Fitness korreliert mit der emotionalen Gesundheit.
- Die sportliche Betätigung hilft Spannungen, Ängste und Depressionen abzubauen und erhöht die Selbstzufriedenheit.
- Sport kann kurzfristig die aktuelle Befindlichkeit verbessern und zu langfristigen habituellen Veränderungen führen (Abele und Brehm 1984).

2.5.3 Physiologische und psychologische Erklärungsansätze

Die Zusammenhänge zwischen Psyche und körperlicher Aktivität werden über verschiedene physiologische und psychologische Modelle versucht zu erklären. Zu den physiologischen Theorien gehört die Thermoregulationshypothese. Durch körperliche Aktivitäten kommt es zu Veränderungen, etwa einer allgemeinen Erhöhung der Körpertemperatur, die zur Abnahme von Muskelspannungen und damit auch zur psychischen Spannungsreduktion führt. Andere Theorien gehen davon aus, dass positive Stimmungsveränderungen durch Ausschüttung von Endorphinen, Dopaminen, Serotoninen oder Katecholaminen verursacht werden. Psychologische Ansätze sind z.B. die Ablenkungstheorie oder die Selbstwirksamkeits-Hypothese. Nach der Ablenkungstheorie erfolgt durch die sportliche Betätigung eine Zerstreuung und Ablenkung von anderen aktuellen Problemen. Die Selbstwirksamkeits-Hypothese geht davon aus, dass das „Aufgaben meistern“ zu positiven Kontrollerwartungen führen kann (Schwenkmezger und Schlicht 1994).

Hollmann (2000) stellte in verschiedenen Untersuchungen fest, dass die Gehirndurchblutung während körperlicher Betätigung steigt und damit Stoffwechselforgänge und die Hormonausschüttung angeregt werden. Bei einer Belastungsintensität von 60 bis 70 Prozent der individuellen Leistungsfähigkeit steigt die Endorphinausschüttung auf das drei- bis vierfache an. Dadurch wird die Schmerzempfindlichkeit reduziert und die Stimmung verbessert. Durch körperliche Aktivität steigen auch die freien Fettsäuren im Blut an, die Aminosäure Tryptophan geht von ihrer gebundenen in eine freie Form über und wird über Carrier in das Gehirn transportiert. Dort ist eine Umwandlung in Serotonin möglich, das positive Stimmungseffekte hat. Bei Ausdauerbelastungen führt eine vermehrte Proteinoxidation ebenfalls zum Eintritt verschiedener Aminosäuren ins Gehirn und zur Bildung von Serotonin. Auch durch den Anstieg von Ammoniak während körperlicher Betätigung oder durch den Wiederanstieg von Insulin in der Erholungsphase nach körperlichen Aktivitäten werden positive Auswirkungen auf die Stimmung vermutet.

Die verschiedenen Ansätze sprechen dafür, dass Auswirkungen auf die Psyche durch sportliche Aktivität wesentlich schwieriger zu bestimmen sind als physi-

sche Veränderungen. Der Einfluss von Sport auf die Psyche kann als multifaktorielles Geschehen gesehen werden.

2.5.4 Kurzfristige Veränderungen der Befindlichkeit im Sport

Kurzfristige Veränderungen durch körperliche Aktivität sind mittlerweile in vielen Studien untersucht. Abele und Brehm (1992) konnten anhand standardisierter Befindlichkeitsskalen zeigen, dass etwa 75 Prozent der Sporttreibenden eine Befindlichkeitssteigerung erleben, sich etwa 10 Prozent unverändert fühlen und sich weitere 15 Prozent direkt nach dem Sport etwas weniger wohl fühlen. Regelmäßiges Ausdauertraining mit mittlerer Intensität führt zur Abnahme von Depressionen, Müdigkeit und Ängstlichkeit, zu geringerer Stressanfälligkeit (Morgan 1985) oder zur Aktivierung, gehobeneren Stimmung und Ruhe (Bässler 1995). Berger und Owen (1998) konnten beim Vergleich dreier Gruppen, die bei unterschiedlicher maximaler Herzfrequenz zwei Mal pro Woche über 14 Wochen trainierten, positive Stimmungsveränderungen sowohl bei niedriger (55 Prozent der maximalen Herzfrequenz) als auch bei höherer Intensität (79 Prozent der maximalen Herzfrequenz) feststellen. Nach Fox (1999) und Paluska (2000) führt sowohl Ausdauer- als auch Krafttraining zur Verbesserung der Befindlichkeit. Besonders geeignet sind moderate Intensitäten (Weyerer und Kupfer 1994). Petruzello (1991) stellte in seiner Meta-Analyse, die 104 Studien umfasst, fest, dass Ausdauertraining, das regelmäßig durchgeführt wird und länger als 20 Minuten dauert, zur Reduktion von Angstzuständen führen kann. Fitnessaktivitäten wie Laufen, Schwimmen oder angeleitete Fitnesskurse mittlerer Intensität führen zur Abnahme von Depressionen, zur Verbesserung der Stimmung und zu einer ruhigen Grundgestimmtheit (Abele et al. 1994). Aerobe Betätigungen erzeugen aber nicht zwangsläufig positive Stimmungsveränderungen, wie Niederlagen im wettkampforientierten Ausdauersport zeigen, die trotz Endorphinfreisetzung und anderer positiver Veränderungen in der Regel zu negativen Stimmungslagen führen.

2.5.5 Langfristige Veränderungen der Befindlichkeit im Sport

Während die meisten Studien kurzfristige Verbesserungen der Stimmung feststellen, lassen sich überdauernde Veränderungen mittels körperlicher Aktivität durch Studien bisher weniger gut belegen, da es zu wenig Studien gibt und die-

se keine einheitlichen Ergebnisse aufgrund zahlreicher unterschiedlicher Einflussfaktoren aufweisen (Alfermann und Stoll 1996). Konsistente positive Zusammenhänge lassen sich für rhythmische und tänzerische Betätigung bei Frauen und für Ausdauersport bei Männern zwischen dem 30. und 50. Lebensjahr zeigen (Schwenkmezger und Schlicht 1994). Auch die Arbeitsgruppe von DiLorenzo (1999) konnte bei 111 Personen, die ein regelmäßiges Ausdauertraining bei etwa 70 Prozent der maximalen Herzfrequenz durchführten, positive Auswirkungen auf die psychische Befindlichkeit durch ein zwölfmonatiges Training beschreiben.

2.5.6 Die Drop-Out-Problematik im Gesundheitssport

Die Wirksamkeit sportlicher Betätigung ist personen-, programm- und methodenspezifisch. Gerade für Ältere ist das Sporttreiben ein lebenslanger Balanceakt zwischen ausreichender Reizsetzung und Vermeidung von Überlastungen einzelner Körperbereiche. Die sportliche Aktivität wird immer wieder von Umgebungsbedingungen, Unterbrechungen und Neuentscheidungen für oder gegen den Sport geprägt sein. Positive Effekte körperlicher Bewegung sind nicht konservierbar, so dass Sport langfristig durchgeführt werden muss. Aber gerade in den Gesundheitsprogrammen beträgt die Drop-Out-Quote während des erstens Trainingsjahres teilweise 50 Prozent. Dies zeigt, dass für effektive Gesundheitsmaßnahmen auch Drop-Out-Gründe analysiert und in der Sportprogrammgestaltung mit berücksichtigt werden müssen. Häufig genannte Gründe für den Ausstieg aus Sportprogrammen sind:

- Der Teilnehmer empfindet das Training als zu hohe Belastung. Besonders Personen mit schlechten gesundheitlichen Voraussetzungen steigen häufig aus.
- Aussteiger sind vom Wert des Trainings nicht überzeugt.
- Aussteiger haben häufig unklare Vorstellungen vom Training und orientieren sich nur an langfristigen Zielen, so dass eine aktuelle Motivation fehlt.
- Die Aussteiger fühlen sich vom Übungsleiter zu wenig beachtet und erfahren zu wenig Lob und persönliche Zuwendung.
- Die Trainingszeiten oder Anfahrtswege erweisen sich als ungünstig.
- Der Ehepartner unterstützt die sportliche Aktivität nicht.

- Die familiäre und berufliche Situation lässt zu wenig Zeit für sportliche Aktivität (Pahmeier 1994).

Die ersten vier Punkte lassen sich in der Regel im Rahmen der Trainingsplanung berücksichtigen und zeigen, dass eine individuelle Betreuung und Aufklärung über den gesundheitlichen Nutzen besonders in der Anfangsphase große Bedeutung hat. Bei familiären Aspekten können eventuell in Einzel- oder Gruppengesprächen Problemlösungen vorgeschlagen oder der Partner in die Sportaktivität mit einbezogen werden. In gesundheitsorientierten Kursen ist neben dem spezifischen Training die Thematisierung von Erwartungen, die Setzung von realistischen Teilzielen und die individuelle Unterstützung durch den Kursleiter eine wichtige begleitende Maßnahme des Trainings.

Zusammenfassend lassen sich folgende Faktoren festhalten, die eine Verbesserung des Wohlbefindens durch körperliche Aktivität auslösen und zu einer langfristigen Trainingsteilnahme beitragen können.

- Der Sport muss ein vielseitiges Beanspruchungsprofil aufweisen.
- Die Reizintensität soll so gewählt werden, dass ein subjektiv mittelhoch empfundenenes Anstrengungsniveau angesprochen wird.
- Das Training soll mehrmals wöchentlich über etwa eine Stunde durchgeführt werden.
- Das Programm soll langfristig angelegt sein. Dabei müssen für den Teilnehmer sowohl kurzfristige Motive für das Sport treiben (sich anstrengen, Spaß haben) aber auch langfristige Motive (Zunahme der Muskelkraft, Verbesserung der Leistungsfähigkeit im Alltag, Zunahme des Wohlbefindens) erfüllt werden.
- Die Teilnehmer sollen die sportlich Aktivität als sinnvoll erleben können.
- Einen zentralen Punkt nimmt das „Erleben von Wohlbefinden“ ein, das in den Trainingseinheiten für die Teilnehmer spürbar werden muss.

2.5.7 Darstellung von Befindlichkeit und Schmerzempfinden

Obwohl weder Befindlichkeit noch Schmerzempfinden eine messbare Größe sind, sondern von der subjektiven Wahrnehmung und Einschätzung der betroffenen Person abhängen, muss versucht werden, Therapien oder präventiv-

therapeutisch ausgerichtetes Training bezüglich solcher Veränderungen zu quantifizieren.

Es gibt verschiedene Möglichkeiten, Befindlichkeiten und Schmerzempfinden zu erfassen und darzustellen, z.B. standardisierte Befindlichkeitsskalen wie die Befindlichkeitsskala von Abele und Brehm (1984), Schmerztagebücher oder auch visuelle Analogskalen, die international gebräuchlich sind.

Visuelle Analogskalen sind weit verbreitet und werden mit unterschiedlicher Skalierung in vertikaler oder horizontaler Ausrichtung, mit oder ohne unterteilte Linien verwendet. Sie geben sehr gut die Intensität des Schmerzes wieder und konnten in verschiedenen Studien zeigen, dass sie ein valides Messinstrumentarium sind (De Conno et al. 1994; Harms-Ringdahl et al. 1986). Besonders günstig ist eine Einteilung auf einer Skala von 1 bis 100 (Jensen et al. 1986). Die Art und Länge der Skala, die gewählten Worte für die „Endpunkte“, aber auch die Anweisungen der betreuenden Personen haben einen Einfluss (Price et al. 1994) und müssen in der Studienplanung berücksichtigt und standardisiert verwendet werden.

Eine valide Rückmeldung von psychischen Veränderungen oder auch des Schmerzempfindens dient sowohl den Betreuern, aber auch den Trainierenden selbst zur Kontrolle des Trainings, zur Klärung möglicher Überlastungserscheinungen oder zur Dokumentation des Trainingserfolges.

3 EMPIRISCHE UNTERSUCHUNG

Die monozentrische, prospektive, kontrollierte und randomisierte Trainingsstudie wurde von Anfang 2001 bis September 2002 am Lehrstuhl für Präventive und Rehabilitative Sportmedizin an der Technischen Universität München unter Leitung von Univ. Prof. Dr. med. D. Jeschke durchgeführt. Der Interventionszeitraum betrug zwölf Monate. Das Studienprotokoll war von der lokalen Ethikkommission (Medizinische Fakultät der Technischen Universität München) überprüft und genehmigt worden.

3.1 Probandinnen

Nach Genehmigung des Studienprotokolls wurden Frauen zwischen dem 50. und 70. Lebensjahr über lokale Zeitungen und mit Unterstützung des Einwohnermeldeamts über Mailings eingeladen, an der Studie teilzunehmen. Im Rahmen eines ersten persönlichen oder telefonischen Kontaktes wurden anhand eines Fragebogens Gesundheitszustand, Medikamenteneinnahme und andere Aspekte abgefragt, die einen Einfluss auf das Trainingsergebnis haben hätten können. Die Teilnehmerinnen mussten prinzipiell bereit sein, jede der drei in der Studie eingeschlossenen Trainingsformen zweimal pro Woche über mindestens 40 Trainingswochen im Studienverlauf durchzuführen.

In einer Screening-Untersuchung wurden die Probandinnen ausführlich schriftlich und mündlich über die Studie aufgeklärt. Danach unterschrieben sowohl sie als auch der untersuchende Arzt die Probanden-Information. Anschließend wurde anhand von DXA-Messungen (Dual Energy X-Ray Absorptiometry) und einer gründlichen Anamnese mit klinischer Untersuchung und Ergometrie eine mögliche Teilnahme anhand der festgelegten Ein- und Ausschlusskriterien abgeklärt.

Die Frauen sollten zum Zeitpunkt des Studienbeginns mindestens 50 und höchstens 70 Jahre alt sein. Die letzte Regelblutung musste zwei Jahre zurück liegen. Die klinische Untersuchung sollte einen altersentsprechenden Befund ergeben, der Body-Mass-Index (BMI) zwischen 18 und 30 kg/m² liegen. Die Aufnahme in die Studie erfolgte, wenn anhand der klinischen Untersuchung, Anamnese und Messung der Knochenmassen (Flächenbelegung gemessen

mittels DXA) im Bereich des zweiten bis vierten Lendenwirbelkörpers (LWK 2 bis 4) und des Oberschenkelhalses das Vorliegen einer Osteopenie festgestellt wurde. Im Ruhe- und Belastungs-EKG sollten sich keine behandlungsbedürftigen Auffälligkeiten ergeben.

Ausschlusskriterien waren gravierende degenerative Veränderungen der Wirbelsäule, Osteoporose, schwere Skoliose, Morbus Bechterew oder rheumatische Arthritis. Frauen mit koronarer Herzkrankheit, arterieller Verschlusskrankheit, nicht therapierter Hypertonie (Limit: 160/100 mm Hg), belastungsinduzierter Hypertonie (> 200/120 mm Hg bei 50 Watt) oder insulinpflichtigem Diabetes mellitus wurden nicht aufgenommen. Zum Ausschluss führten auch gastrointestinale Entzündungen, Alkoholabusus (> 20 g/Woche), hoher Zigarettenkonsum (> 20 Stück am Tag), zu hohes Gesamtcholesterin (> 8 mmol/l), relevante Leber- oder Nierenerkrankungen, nicht adäquat therapierte Hypo- oder Hyperthyreose, Hyperparathyreoidismus, Ösophaguserkrankungen, Hypokalzämie, Niereninsuffizienz, thromboembolische Erkrankungen, eingeschränkte Leberfunktion, ungeklärte Uterusblutungen oder Malignome in den letzten fünf Jahren. Die Frauen durften keine Medikamente mit Einfluss auf den Knochenstoffwechsel nehmen: keine Bisphosphonate und Fluoride in den letzten zwölf Monaten, keine Hormonersatztherapie in den letzten drei Monaten oder Calcitonin in den letzten sechs Monaten. Studienteilnehmerinnen, die weniger als 40 Trainingswochen aufwiesen, wurden ebenfalls von der Auswertung ausgeschlossen.

3.2 Studienablauf

Eingangsuntersuchung – Visit 1

Zu Beginn wurden die Frauen gründlich über die Studie informiert und gaben nach Abklärung der entstandenen Fragen ihr schriftliches Einverständnis, an der Studie teilzunehmen. Anschließend wurde über DXA-Messungen an Lendenwirbelsäule und Oberschenkelhals festgestellt, ob bei den Frauen eine Osteopenie vorlag. Danach erfolgte die Anamnese und klinische Untersuchung mit Venenblutabnahme und Urinabgabe. Die Blutabnahme und Urinabgabe war auf vormittags zwischen 7.30 und 11.30 Uhr beschränkt, um zirkadiane Schwankungen der Blutparameter als Einflussgröße zu vermeiden. Es wurden

eine gynäkologische Anamnese, eine Trainingsanamnese sowie der Bewegungs-Index nach Sinaki (s. Anhang) erfasst. Außerdem erhielten die Teilnehmerinnen einen Ernährungsfragebogen der deutschen Gesellschaft für Ernährung (s. Anhang), mit der Bitte diesen in einer der nächsten Wochen auszufüllen und abzugeben.

Vor der Ergometrie wurde ein Ruhe-EKG geschrieben sowie Größe, Gewicht und der prozentuale Gesamtkörperfettgehalt bestimmt. Im Anschluss wurde eine Fahrradergometrie unter EKG- und Blutdruck-Kontrolle sowie Laktatbestimmung bis zur Ausbelastung durchgeführt.

Die Messung der Knochendichte, -festigkeit und -flächen am Unterschenkel und Unterarm erfolgte über die periphere quantitative Computertomographie (pQCT) mit dem Stratec XCT 2000 im 4-, 14- und 38-Prozent-Bereich. Darüber hinaus wurden am Unterschenkel mit dem gleichen Gerät die Muskel- und Knochenfläche im 66-Prozent-Messbereich erfasst.

Zur Beurteilung der Muskelkraft und -leistung wurden verschiedene Tests durchgeführt. Es wurde das Einwiederholungsmaximum (1-RM) der Armbeuger und Beinstrecker sowie das maximale isometrische Drehmoment der Beine (beid- und einbeinig) und Arme (beid- und einarmig) am m3Diagnos⁺ durchgeführt. An diesem Krafttest- und -trainingsgerät erfolgte auch die Testung der maximalen isometrischen Haltekraft der Arme. Die Handkraft wurde über ein Handdynamometer gemessen. Die Überprüfung der relativen Leistung im Sprung fand durch beidbeinige Sprünge auf einer Sprungmessplatte statt. Im Rahmen der Eingangsuntersuchungen wurden die Probandinnen anhand ihrer Ergebnisse im Einwiederholungsmaximum der Arme und Beine parallelisiert und randomisiert einer, der drei Trainingsgruppen zugeordnet.

Studienverlaufsvisiten

Die weiteren Untersuchungen fanden jeweils nach etwa drei Monaten statt. Die Frauen sollten in der Zwischenzeit möglichst 20 Trainingseinheiten absolviert haben. Vor der Untersuchung sollte mindestens ein trainingsfreier Tag liegen und am Tag vor der Untersuchung kein Alkohol getrunken und schwere körperliche Arbeit vermieden werden. Visit 2, 3 und 4 waren kurze Untersuchungen mit Blutabnahme und Urinabgabe, pQCT-Messung, Testung des isometrischen

Drehmoments und der Handkraft. Bei der Halbjahresuntersuchung (Visit 3) wurde zusätzlich das Einwiederholungsmaximum der Arme und Beine, die Leistung im Sprung und die Muskelfläche gemessen. Die Abschluss-Untersuchung (Visit 5) war im Ablauf identisch mit der Eingangs-Untersuchung. Die Krafttests fanden für die einzelnen Probandinnen möglichst zur selben Tageszeit statt, um auch hier tageszeitliche Schwankungen zu vermeiden.

Tabelle 2:

Zeitpunkte und Art der Analysen im Rahmen der Studie

Visit	1	2	3	4	5
Trainingsmonate		3	6	9	12
Anamnese					
Klinische Visite					
Ergometrie					
Kraft					
Laborwerte					
Knochenstoff- wechselformparameter					
p-QCT					
DXA					
Fragebögen					

3.3 Übersicht über die durchgeführten Untersuchungen

3.3.1 Laborparameter

Allgemeines Labor

Im Rahmen des allgemeinen Labors wurden folgende Parameter kontrolliert: Blutsenkungsgeschwindigkeit, Differentialblutbild, die alkalische Phosphatase photometrisch mittels Farbenzym-Reaktionstest (Boehringer, Mannheim), die Serumwerte von γ -GT, Kreatinin, Magnesium, anorganisches Phosphat, Trigly-

ceride, Gesamtcholesterin, HDL- und LDL-Cholesterin (Methode nach Burstein (1970)) sowie Blutzucker mittels automatischer Analyse mit RA 2000 (Bayer Diagnostic/Technicon, München), Gesamtkalzium im Serum mittels automatischer Analyse mit EFOX 5053, (Eppendorf; Hamburg), Elektrophorese mit Olympus Elphor Fractoscan (Olympus Diagnostica GmbH, Hamburg), TSH- basal mit Luminescence Assay Lumi-Test-TSH (Brahms, Berlin) und Urin-Analyse. Die Analysen wurden an der Poliklinik für Präventive und Rehabilitative Sportmedizin und am Institut für Klinische Chemie und Pathobiochemie am Klinikum rechts der Isar der TU München durchgeführt.

Eventuelle Auffälligkeiten wurden den Teilnehmerinnen im Arztbrief mitgeteilt bzw. führten bei der Eingangsuntersuchung zum Ausschluss, falls die Ein- und Ausschlusskriterien davon betroffen waren.

Knochenstoffwechselfparameter

Zur Kontrolle der Veränderungen des Knochenstoffwechsels über Knochenmarker wurde bei jeder Visite Blut abgenommen, um Osteocalcin (OC), die knochenspezifische alkalische Phosphatase (BAP) und die carboxy-terminalen Crosslink-Telopeptide (CTx) im Serum bestimmen zu können. Die Blutprobe zur Bestimmung des Osteocalcins wurde unmittelbar nach der Abnahme in Eiswasser gekühlt und innerhalb von 30 Minuten bei 3500 U/min über 10 Minuten bei 20 Grad zentrifugiert und bei minus 40 Grad tiefgefroren. Die Blutproben zur Bestimmung der BAP und der CTx wurden ohne Eiskühlung mit dem gleichen Verfahren behandelt. Die Bestimmung des Osteocalcins erfolgte über ein Chemilumineszenz Assay CLIA (Luminometer 160, Nichols Institute Diagnostics, USA; CV 3,0 %, MV 1.53 ng/ml, n = 15, ref 2.4 – 10.0 ng/ml). Die knochenspezifische alkalische Phosphatase (BAP) wurde über ein immunoradiometrisches Assay IRMA (Tandem Ostase, Beckmann Coulter, Krefeld, Deutschland; CV 6,1 %, MV = 21.2 ng/ml, ref 4.0 – 21.0 ng/ml) mit dem 1277 Gamma master counter (Incstar Corporation, Stillwater, USA) bestimmt. Zur Analyse der Resorptionsmarker CTx wurde ein Elektrochemilumineszenz Assay ECLIA (β -CrossLaps, Roche, Mannheim, Deutschland; CV 4,3 %, MV = 0,79 ng/ml, n = 47, ref 0,12-0,40 ng/ml) mit dem Elecsys 2010 Analyser (Roche, Mannheim, Deutschland) verwendet (Rosenbrock et al. 2002; Seifert-Klauss et al. 2002).

Durchgeführt wurden die Analysen am Institut für Klinische Chemie und Pathobiochemie am Klinikum rechts der Isar der TU München.

3.3.2 Anamnese und klinische Untersuchung

Im Rahmen der Eingangsuntersuchung erfolgte eine gründliche Anamnese und körperliche Untersuchung mit Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien. In den nachfolgenden Visits fanden kurze Untersuchungen zur Überprüfung des aktuellen Gesundheitszustands mit Blutabnahme und Urinabgabe statt.

Am Anfang und am Ende der Studie wurden das Körpergewicht und die Körpergröße festgestellt. Außerdem erfolgte die Bestimmung des prozentualen Gesamtkörperfettgehaltes über die Messung der Hautfaltendicke an sieben Körperstellen mittels Harpenden-Kaliper der Firma Wilken (Schweiz) und die Berechnung des prozentualen Fettanteils nach Jackson (Pollock und Jackson 1984).

3.3.3 Fahrradergometrie

Bei der Eingangs- und Abschluss-Untersuchung wurde zur Beurteilung der individuellen maximalen dynamischen Leistung und zum Ausschluss behandlungsbedürftiger Herz-Kreislauf-Erkrankungen eine ausbelastende Fahrradergometrie durchgeführt. Dazu wurde zuerst ein Ruhe-EKG (Picker, Schwarzer Cardioscript CD 6000, München) erstellt. Die Fahrradergometrie selbst erfolgte auf einem drehzahlunabhängigen Fahrradergometer (ergoline 900, Bitz, Deutschland). Die Anfangsbelastung betrug 25 Watt und wurde alle zwei Minuten um 25 Watt gesteigert. Die Ergometrie fand bei fortlaufender EKG-Kontrolle statt. Eine schriftliche Aufzeichnung erfolgte vor der Belastung und in den letzten 15 Sekunden jeder Belastungsstufe sowie nach Belastungsabbruch. Am Ende jeder Stufe wurde der Blutdruck kontrolliert (indirekte Blutdruckmessung nach Riva-Rocci). EKG und Blutdruck wurden mindestens fünf Minuten nach Belastungsabbruch weiter beobachtet. Zu Beginn und bei Belastungsende wurde aus dem Ohrläppchen 20 µl Blut zur Bestimmung des Blutlaktats abgenommen und enzymatisch-amperometrisch mittels Biosen 5040 (EKF-diagnostic GmbH, Barleben, Deutschland) bestimmt.

3.3.4 Knochendichtemessungen an Lendenwirbelsäule und am Collum

Die flächenbezogene Knochendichte (BMD) und der Knochenmineralgehalt (BMC) wurden zu Beginn und am Ende der Studie mit dem DXA-Gerät XR-26 Mark II der Firma NORLAND (New York, USA) bestimmt. Bei der DXA-Technik handelt es sich um ein zweidimensionales Verfahren, das selektiv anorganische Materialien innerhalb eines organischen Körpers quantifiziert. Es wird ein Knochenmineral- bzw. Weichteil-Bild erstellt, aus dem die Knochenmineralanteile quantitativ errechnet werden können. Im Rahmen dieser Studie wurde die Lendenwirbelsäule (LWK 2 bis 4) und der rechte Oberschenkelhals (Collum) gemessen und ausgewertet, beides Messbereiche, die von osteoporotischen Veränderungen häufig betroffen sind. Das Gerät wurde an jedem Arbeitstag kalibriert und eine Messung zur Qualitätssicherung mit dem vom Hersteller mitgelieferten Phantom durchgeführt. Für die Messung selbst wurden die Teilnehmerinnen entsprechend den Vorgaben des Herstellers und mittels der zum Gerät gehörenden Positionierungshilfen gelagert und die üblichen Regeln, die für eine fehlerfreie Messung Voraussetzung sind, berücksichtigt (keine Bewegungsartefakte, keine Metallteile im Messbereich).

Die Auswertung der Messungen erfolgte mit der integrierten Software (Version 2.5.3) durch automatische Konturfindung. Innerhalb der definierten Flächen wurde der Mineralgehalt pro Fläche (BMD in g/cm^2) und der Mineralgehalt (BMC in g) zur Auswertung herangezogen. Da in dieser Arbeit keine Bestimmung der volumetrischen Knochendichte vBMD (über pQCT-Messungen) beschrieben wird und in der Literatur die Abkürzung BMD vor allem für die flächenbezogene Knochenmineraldichte (aBMD) verwendet wird, bezieht sich nachfolgend die Abkürzung BMD ausschließlich auf die durch die DXA-Messungen erhaltenen Ergebnisse.

3.3.5 Muskelflächenmessung am Unterschenkel

Bei allen Visits wurden die Knochendichte, -festigkeit und -flächen am Unterschenkel und Unterarm im 4-, 14- und 38-Prozent-Bereich über pQCT-Messungen mit dem XCT 2000 Scanner der Firma Stratec (Pforzheim, Deutschland) gemessen. Darüber hinaus wurde halbjährlich am Unterschenkel die Muskel- und Knochenfläche im 66-Prozent-Messbereich erfasst. Die genaue

Untersuchungsbeschreibung und die Ergebnisse dieser Knochenparameter sind der Dissertation von Herrn Christoph Lammel, TU München, zu entnehmen, während hier als Teilaspekt der Messungen nur die Veränderung der Muskelfläche durch das Training untersucht wurde.

Es wurde an jedem Untersuchungstag eine Messung des Standardphantoms (eine Schicht), alle 30 Tage zusätzlich eine Messung des Cone-Phantoms (vier Schichten) zur Qualitätskontrolle durchgeführt. Voraussetzung für die Muskelflächenmessungen war eine standardisierte Ruhephase von 20 Minuten mit hochgelagerten Beinen, um eine Beeinflussung des Messergebnisses durch unterschiedliche Durchblutungsverhältnisse auszuschließen. Für die Erstmessung wurde die Länge der Tibia als Abstand vom höchsten Punkt des Malleolus medialis bis zum tastbaren Abschluss des Condylus medialis abgemessen und in den Computer eingegeben. Für die Messung saß die Probandin auf einem leicht erhöhten Stuhl. Das rechte, annähernd gestreckte Bein, bei früheren Frakturen in diesem Bereich, das linke, wurde so positioniert, dass die Ferse in der dafür vorgesehenen Fußhalterung fixiert wurde und der Kniegelenkspalt im Bereich des Geräte-Lasers war. Das Bein wurde oberhalb des Kniegelenkes mit einem Focusverschluss fixiert. Die Lagerung des Unterschenkels war senkrecht zur Strahlenrichtung. Um die Startposition festlegen zu können, wurde ein Übersichtsscan (ScoutView) durchgeführt und eine Referenzlinie in den Bereich des Condylus medialis gelegt. Alle Messungen selbst erfolgten bezugnehmend auf den Scout-View im 66-Prozent-Messbereich (vom Sprunggelenk ausgehend).

Die Daten wurden mit der integrierten Software Version 5.4. ausgewertet. Das pQCT-Gerät erlaubte die Auswertung von Gesamtquerschnitts-, Muskel- und Knochenfläche.

3.3.6 Kraftmessungen

Einwiederholungsmaximum

Das Einwiederholungsmaximum (1-RM) der Kniestrecker und Armbeuger wurde zu Beginn, nach einem halben Jahr und zum Studienabschluss an der multi-muscle-Maschine m3Diagnos⁺ der Firma Schnell (Peutenhausen, Deutschland) gemessen. Für die Messung der Maximalkraft der Kniestrecker setzten sich die

Frauen auf die Sitzfläche des m3. Die Höhe der Rückenpolsterrolle wurde so eingestellt, dass sie den LWS-Bereich der Testperson stützte. Der Abstand der Rückenrolle zur Sitzfläche wurde so gewählt, dass die Kniekehlen die Sitzfläche berührten. Die Probandin sollte möglichst aufrecht sitzen und der Kniewinkel 90 Grad betragen. Die Polsterrolle des Hebelarmes wurde am Unterschenkel so eingestellt, dass sie in der Ausgangsstellung kurz oberhalb des Sprunggelenks der Probandin war. Alle Geräteeinstellungen wurden notiert und für jede Wiederholungsmessung entsprechend verwendet. Die Testperson sollte sich anschließend mit einem Hüftgurt fixieren. Die Hände sollten seitlich hängen oder vor dem Gurt verschränkt sein und bei der Bewegung nicht mithelfen. Der Drehpunkt der Kniegelenke lag auf der gedachten Verlängerung der Drehachse des Gerätehebels. An der Rückseite des Gerätes konnte der Widerstand durch das Auflegen von Gewichtsscheiben erhöht werden. Vor jeder Messreihe wurde die korrekte Last- und Hebelarmstellung kontrolliert. Beide mussten in der Ausgangsstellung ohne Gewichtsaufgabe senkrecht nach unten zeigen. Nach einigen Aufwämbewegungen, die den maximalen Bewegungsbereich umfassen sollten, wurde die Teilnehmerin gebeten, die Beine soweit wie möglich zu strecken. Dies wurde als Bewegungsendpunkt festgelegt und im Untersuchungsbogen notiert. Die Testgewichte wurden so gewählt, dass nach etwa fünf Versuchen das Einwiederholungsmaximum erreicht wurde. Ein Versuch wurde als nicht mehr gültig gewertet, wenn der Abstand des Bewegungsendpunktes mehr als acht Grad unterhalb des maximalen Bewegungsumfanges blieb oder die Bewegung nicht mehr korrekt ausgeführt werden konnte. Die Veränderung des Bewegungsumfanges konnte über den am Gerät angeschlossenen Rechner kontrolliert werden. Das 1-RM wurde nur beidbeinig getestet. Zwischen den Versuchen lag etwa eine Minute Pause. Die Messungen wurden immer von den gleichen Untersuchern durchgeführt, die sich bemühten, die mündlichen Anweisungen und Anfeuerungen vergleichbar zu halten und auf eine gleichmäßige, langsame Bewegungsausführung zu achten.



Abbildung 38: Positionierung bei der Messung des 1-RM der Beine

Zur Testung des Einwiederholungsmaximums der Arme saß die Testperson auf der Bank des m3Diagnos+. Der Oberkörper war leicht nach vorne gebeugt. Beide Arme wurden von oben auf die schräge Unterstüztungsfläche gelegt, so dass die Ellbogen in der Mitte der Fläche zum Liegen kamen und das Brustbein am Polster anlag. Der Abstand des Handgriffs am Hebelarm wurde so festgelegt, dass bei gebeugtem Ellbogengelenk und gestrecktem Handgelenk ein 90-Grad-Winkel im Ellbogen-Gelenk und am Griff im Bezug zur Gerätedrehachse vorhanden war (Abbildung 39, rechtes Bild). Getestet wurde aus annähernder Armstreckung in ruhender Ausgangsposition. Das Gewicht wurde so gewählt, dass das 1-RM nach etwa fünf Versuchen erreicht war. Der Versuch war gültig, wenn die Teilnehmerin den Hebelarm bis zur festgelegten Beugung bewegen konnte. Die Folgemessungen erfolgten mit gleicher Geräteeinstellung.



Abbildung 39: Positionierung bei der Messung des 1-RM der Arme

Isometrisches Drehmoment

Die Messung des isometrischen Drehmoments der Arme und Beine erfolgte bei jedem Untersuchungstermin am m3Diagnos+. Die von der Probandin erzeugten isometrischen Drehmomente an der Fußrolle wurden in den Piezo-Kraftaufnehmern zu Analogsignalen umgewandelt und am angeschlossenen Rechner über die vom Hersteller mitgelieferte Software (Version 2000.1) weiter verarbeitet und gespeichert. Das isometrische Drehmoment der Beine wurde aus der gleichen Arbeitsposition heraus gemessen wie das 1-RM. Der Hebelarm wurde bei allen Teilnehmerinnen bei einem Kniewinkel von 120 Grad fixiert. Die Frauen sollten versuchen, mit den Beinen über fünf Sekunden möglichst viel Druck auf die Polsterrolle zu erzeugen. Die Messungen wurden so oft wiederholt, bis sich die Frauen nicht mehr steigern konnten. Gemessen wurde sowohl das beidseitige als auch das einseitige Drehmoment. Zwischen den Messungen wurde jeweils eine Pause von etwa einer Minute eingehalten. Gewertet wurde der beste Versuch. Das isometrische Drehmoment der Arme wurde aus der gleichen Ausgangsstellung wie das 1-RM der Arme getestet. Der Hebelarm des Gerätes war einheitlich für alle Teilnehmerinnen so fixiert, dass ein 90-Grad-Winkel im Ellbogengelenk bestand. Die Frauen sollten nun versuchen, die Arme zu beugen und den Hebelarm mit geradem Handgelenk möglichst fest über fünf Sekunden zu sich heranzuziehen. Die Pause zwischen den Messungen betrug etwa eine Minute. Es wurde darauf geachtet, dass keine Ausweichbewegungen oder eine Unterstützung durch die Beine das Messergebnis beeinflussten. Vor jeder Messung erfolgte ein Nullabgleich des Hebelarmes. Gewertet wurde der beste Versuch beid- und einarmig.

Haltekraft

Das Gerät ermöglichte auch die Erfassung der isometrischen Kraftausdauer (Haltekraft). Da die Haltekraft im Alltagsleben der Frauen durchaus eine Rolle spielt (z.B. Tragen der Einkaufstasche), wurde dieser Test in die Studie mit einbezogen, auch wenn es noch keine Literatur als Grundlage für diesen Test gibt. Ermittelt wurde die Haltekraft über das in der Erstuntersuchung gemessene maximale Drehmoment der Arme. Von diesem Maximalwert zeigte das Gerät am Bildschirm einen Balken an, der den 70-Prozent-Bereich ± 10 Prozent abdeckte. Die Frauen sollten versuchen, die Kraftkurve möglichst lange in diesem

Bereich zu halten. Die Messung begann, sobald die erbrachte Kraft im vorgegebenen Bereich lag, und brach ab, falls die Kraft länger als eine Sekunde unterhalb des Vorgabefensters lag. Gemessen wurde die maximal mögliche Haltdauer.

Handkraft

Die Handkraft wurde in der Regel wie die pQCT-Messung an der rechten Hand durchgeführt. Falls frühere Frakturen oder andere Gründe eine Messung auf der rechten Seite nicht erlaubten, wurde für den gesamten Studienverlauf die andere Hand gewählt. Die Frauen sollten das Handdynamometer (Jamor, Samsson Preston, USA) gut in die Hand nehmen, den Arm hängen lassen und dann die Hand maximal zusammendrücken. Dabei wurden die Frauen vergleichbar angefeuert. Gewertet wurde der bessere von zwei Versuchen.

Leistung im Sprung

Zur Erfassung der Leistung im Sprung wurden halbjährlich beidbeinige Sprünge (Counter-movement-jumps) auf der Sprungmessplatte Leonardo (Novotec, Pforzheim, Deutschland) durchgeführt. Die Frauen erhielten zuerst eine genaue Anweisung und Demonstration des Sprungablaufes und sollten dann im Anschluss zuerst ein bis zwei Probesprünge ausführen. Ausgangsposition war der Stand auf den beiden vorgezeichneten Fußpositionen. Nach einer leichten Ausholbewegung sollten die Frauen versuchen, möglichst hoch abzuspringen und beim Landen wieder leicht in die Knie zu gehen. Gewertet wurde die relative Leistung im besten der drei Versuche. Die Auswertung erfolgt im Rahmen der Dissertation von Herrn Lammel.

3.3.7 Fragebögen

Visuelle Analogskala (nach Guilford)

Einen wesentlichen Bestandteil der Studie bildet die Dokumentation der Veränderung der Befindlichkeit und des Schmerzempfindens. Im Rahmen des Trainings wurden wöchentlich an einem der beiden Trainingstage die Befindlichkeit und die Stärke der Rücken- und Nackenschmerzen sowohl am Morgen als auch vor und nach dem Training erfasst. Verwendet wurde dabei die visuelle Analogskala (VAS) als vertikale Skala von 0 bis 100 (schlecht bis sehr gut) (s. Anhang), die die Frauen jeweils allein ausfüllten und ohne Kontakt mit dem Übungsleiter

direkt in eine Mappe ablegen, um eine Beeinflussung zu vermeiden. Die Frauen erhielten zu Beginn der Studie genaue Erläuterungen zum korrekten Ausfüllen mit der Bitte um möglichst differenzierte Angaben.

Gynäkologische Anamnese

Dieser Fragebogen diente zur Erfassung von Menarchealter, Anzahl der Schwangerschaften, Menopausen-Zeitpunkt, genetischer Disposition für Osteoporose sowie von Erkrankungen oder Medikamenten, die einen Einfluss auf den Knochenstoffwechsel haben könnten.

Ernährungsfragebogen

An die Studienteilnehmerinnen wurde zu Beginn und am Ende der Studie ein validierter Ernährungsfragebogen der Deutschen Gesellschaft für Ernährung (DGE) ausgeteilt, in dem über eine Woche alle aufgenommenen Nahrungsmittel protokolliert werden sollten. Die Auswertung wurde mit der Software DGE-PC, die von der Gesellschaft für interdisziplinäre Verhaltenswissenschaften (GiV) und der DGE entwickelt wurde, durchgeführt.

Trainingsanamnese

Mit diesem Fragebogen wurde Art, Umfang und Zeitraum der momentanen und früheren sportlichen Betätigung erfasst. Berücksichtigt wurden auch länger zurückliegende körperliche Aktivitäten, da besonders Training vor und während der Pubertät einen Einfluss auf die Entwicklung der peak bone mass hat. Ebenso wurde die berufliche Tätigkeit dokumentiert, die unter Umständen Auswirkungen auf den Knochenstoffwechsel haben könnte. Auch der Zeitraum der Einnahme von Kontrazeptiva und Hormonen, Besonderheiten in der Ernährung wie Diäten oder Lebensmittelunverträglichkeiten sowie längere oder schwerwiegende Erkrankungen, die einen Einfluss auf den Knochenstoffwechsel gehabt haben könnten, z.B. Phasen längerer Immobilisation, sollten angegeben werden.

Bewegungsindex nach Sinaki

Neben der sportlichen Betätigung hat auch die Aktivität im Alltag einen Einfluss auf den Knochenstoffwechsel. Um Veränderungen während der Studie festzustellen, wurde halbjährlich der Bewegungs-Index nach Sinaki erfasst. Dazu wurden die Bereiche Haushalt, Beruf und Sport in Abstufungen von Null bis

Sechs aufgrund der Belastungsintensität in MET (metabolischer Sauerstoffbedarf unter basalen Bedingungen) eingeschätzt (Sinaki und Offord 1988).

3.4 Parellelisierung und Randomisierung der Gruppen

Es meldeten sich annähernd 100 Frauen, die Interesse an der Studie hatten. Davon wurden aufgrund des ersten telefonischen Screening-Gesprächs 78 Frauen zur Eingangs-Untersuchung eingeladen. Da die Untersuchungskapazitäten am Vormittag begrenzt waren und trotzdem ein möglichst einheitlicher Studienbeginn erfolgen sollte, wurde die Testung des Einwiederholungsmaximums der Arme und Beine zum Teil vorgezogen. Dieser Test stellte die Grundlage der Randomisierung in die verschiedenen Trainingsgruppen dar. Aufgrund des erreichten maximalen Kraftwertes der Arme wurde eine Rangfolge gebildet. Ebenso wurde mit den Maximalkraftwerten der Beine verfahren. Aus beiden Werten wurde dann die Rangsumme gebildet. Damit die Trainingsgruppen gleiche Basiswerte hatten, wurden jeweils sechs Frauen entsprechend ihrer Rangfolge in einer Untergruppe zusammengefasst und davon jeweils zwei Frauen per Los in die Kraft-Trainingsgruppe, Galileo-Trainingsgruppe und Wirbelsäulengymnastik-Gruppe eingeteilt. Bei neun Frauen stellte sich anhand des Belastungs-EKG's oder der Blutparameter heraus, dass sie die Ein- und Ausschlusskriterien nicht erfüllten, so dass sie nicht an der Studie teilnehmen konnten und nachträglich ausgeschlossen wurden. Zwei Frauen mussten aufgrund der vorgegebenen Trainingszeiten aus beruflichen Gründen in die Kraft-Trainingsgruppe wechseln. Dies wurde zugesagt, da die Vergleichbarkeit der Gruppen dadurch nicht beeinträchtigt wurde.

Es ergab sich damit zu Studienbeginn eine Gruppengröße von 26 Frauen in der Kraft-Trainingsgruppe, 23 Frauen in der Galileo-Trainingsgruppe und 20 Frauen in der Wirbelsäulengymnastik-Gruppe.

3.5 Interventionen

3.5.1 Wirbelsäulengymnastik

Den Grundbestandteil des Trainings bildete die Wirbelsäulengymnastik, die alle Teilnehmerinnen der Studie durchführten. Grundlage waren einige Kernübun-

gen, die vor allem auf eine Aktivierung der rumpfstabilisierenden Muskulatur ausgerichtet waren. Zu Beginn der Stunde erfolgte eine Anregung des Kreislaufs durch aufwärmende Übungen am Ort oder in Bewegung. Im Anschluss wurden Gymnastikübungen für alle wichtigen Muskelgruppen, insbesondere der Rumpfmuskulatur durchgeführt. Den Abschluss der Stunde bildeten Dehnübungen oder Entspannungsformen. Gelegentlich wurden Kleingeräte eingesetzt und Übungen zur Haltungsschulung und Verbesserung der Koordination integriert. Die Kernübungen sollten so vermittelt werden, dass auch eine korrekte Durchführung zu Hause möglich war.

Die Dauer der Wirbelsäulengymnastik betrug 45 Minuten und sollte zweimal pro Woche durchgeführt werden, davon mindestens einmal in der Gruppe unter Anleitung. Die Teilnehmerinnen, die der Wirbelsäulengymnastik-Gruppe zugeteilt wurden, dokumentierten ihr Training in einer Anwesenheitsliste, die den Übungsort (Universität oder zu Hause) und den Trainingszeitpunkt berücksichtigte.



Abbildung 40: Teilnehmerinnen bei der Wirbelsäulengymnastik

3.5.2 Galileo-Krafttraining

Die Teilnehmerinnen der Galileo-Trainingsgruppe trainierten zusätzlich zur Wirbelsäulengymnastik mit der oszillierenden Wippe Galileo und oszillierenden Hanteln der Firma Novotec (Pforzheim, Deutschland). Die oszillierende Wippe arbeitet mit einer Amplitude von 0 bis 15 Millimeter (medial nach distal) je nach Standposition. Die Frequenz der Vibration ist veränderbar und soll zur Steigerung der Muskelleistung laut Hersteller bei 25 bis 27 Hertz liegen. Dies entspricht einer durchschnittlichen Zyklendauer von 38,5 Millisekunden. Die Galileo-Hantel wird bei 25 Hertz verwendet und arbeitet mit einer Amplitude von 5 Millimetern. Das Training untergliederte sich in zwei Trainingsabschnitte:

Eingewöhnungstraining

In den ersten Wochen führten die Teilnehmerinnen auf der Galileo-Wippe verschiedene Eingewöhnungsübungen auf den Standpositionen 1 bis 2 aus (Amplitude 0-5 Millimeter), um sich an die oszillierende Eigenschaften des Trainingsgerätes zu gewöhnen. Zusätzlich wurde die korrekte Durchführung von Kniebeugen, die später im Training auf dem Gerät auszuführen waren, vermittelt.



Abbildung 41: Kniebeugen auf der Galileo-Wippe

Für das Training der oberen Extremitäten wurde jeweils in einer Hand die Galileo-Hantel und gleichzeitig in der anderen Hand eine, vom Gewicht vergleichbare Kurzhantel, verwendet. In den ersten Trainingseinheiten wurde die korrekte Durchführung der Armbewegung (Bizeps-Curl mit anschließendem Nackendrücken) erlernt und ohne Zusatzgewichte durchgeführt.

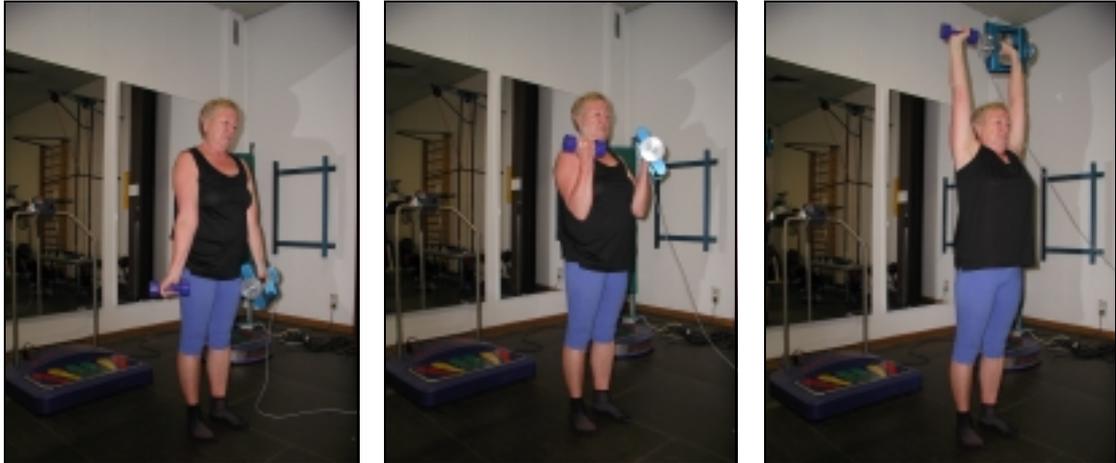


Abbildung 42: Bizeps-Curls mit der Galileohantel

Muskelaufbautraining

Nach acht bis zehn Trainingseinheiten führten die Teilnehmerinnen auf der Galileo-Wippe 25 bis 30 Kniebeugen mit zusätzlicher Gewichtsweste auf der Standposition 3 bis 4, entsprechend einer Amplitude von 10 bis 15 Millimetern bei gleichbleibender Frequenz über drei Minuten durch. Das Zusatzgewicht durch die Gewichtsweste oder durch Kurzhanteln sollte so gewählt werden, dass in dieser Zeit eine subjektive Ausbelastung möglich war. Auch die Galileohantel ermöglichte durch Zunahme von Zusatzgewichten eine Steigerung der Intensität. Das Gewicht sollte im Trainingsverlauf so angepasst werden, dass bei korrekter Übungsausführung nach 10 bis 12 Wiederholungen eine subjektive Erschöpfung eintrat. Die Anspannungsdauer betrug pro Arm etwa 60 bis 90 Sekunden. Trainiert wurde im ersten Halbjahr mit einem Satz, später mit einem bis zwei Sätzen pro Trainingseinheit. Die Teilnehmerinnen führten einen Trainingsplan, in dem Trainingstag, verwendete Gewichte, Anzahl der Wiederholungen oder etwaige Probleme notiert werden sollten. Die Trainingspläne wurden in jeder Trainingseinheit vom Übungsleiter überprüft und abgezeichnet.

3.5.3 Konventionelles Krafttraining

Die Teilnehmerinnen der Kraft-Trainingsgruppe führten zusätzlich zur Wirbelsäulengymnastik ein konventionelles Muskelaufbautraining an neun Geräten der Firma Berg und Keller (Deutschland) durch. Das Training gliederte sich in zwei Abschnitte:

Eingewöhnungstraining

In dem vier- bis sechswöchigen Einführungstraining wurden die Teilnehmerinnen von den Übungsleiter/Innen in die Bedienung der Geräte und die korrekte Übungsausführung eingewiesen. In dieser Zeit sollte jede Übung mit 13 bis 20 Wiederholungen durchgeführt werden. Sobald von der Teilnehmerin mehr als 20 Wiederholungen geschafft wurden, sollte das Trainingsgewicht in der nächsten Trainingseinheit erhöht werden. Die Bewegungsausführung war langsam in gleichmäßigem Tempo über den vollen Bewegungsbereich. Das Training wurde von jeder Teilnehmerin in einem Trainingsplan bezüglich der Anzahl der Wiederholungen und der verwendeten Gewichte protokolliert und von dem anwesenden Übungsleiter am Ende der Stunde kontrolliert und abgezeichnet.

Muskelaufbautraining

Nach dem mehrwöchigen Einführungstraining erfolgte ein Muskelaufbautraining. Die Frauen trainierten bei 60 bis 80 Prozent des Einwiederholungsmaximums, so dass nach acht bis zwölf Wiederholungen eine subjektive Erschöpfung auftreten sollte. Waren mehr Wiederholungen möglich, sollte in den Trainingsplan für die nächste Trainingseinheit ein höheres Gewicht eingetragen und beim nächsten Training verwendet werden. Die Übungsausführung sollte langsam und gleichmäßig über den gesamten Bewegungsradius sein, so dass die gesamte Anspannungsdauer pro Übung etwa 60 bis 90 Sekunden betrug.

Die Teilnehmerinnen führten folgende Übungen aus:

Brustdrücken (Chest press)

Die Teilnehmerin sitzt auf der Gerätebank, die Griffe werden etwa in Brusthöhe umfasst und die Handgelenke aktiv stabilisiert. Der Rücken wird an der Lehne fixiert, der Blick geht geradeaus. Die Arme werden bis zur annähernden Streckung der Ellbogengelenke nach vorne bewegt, bis sich die Hände fast berühren. Anschließend erfolgt eine langsame Umkehr der Bewegung, die endet, wenn im Brustbein eine leichte Dehnung erfolgt.



Abbildung 43: Brustdrücken

Ruderzug (Row)

Die Trainierende sitzt auf der Gerätebank, so dass das Brustbein an der Unterstützungsfläche aufliegt und die waagrechten Arme unter annähernder Streckung die Griffe umfassen können. Der Rumpf wird stabilisiert (Bauchmuskulatur aktiv anspannen, Brustbein bleibt am Polster) und der Blick geht geradeaus. Zuerst werden die Schultern aktiv zurückgeführt, dann die Griffe mit den Armen zum Körper gezogen, die Ellbogen zeigen nach hinten außen. Die Bewegungsumkehr erfolgt langsam zurück zur Ausgangsposition.



Abbildung 44: Ruderzug

Latissimuszug

Die Trainierende sitzt auf der Bank mit aufrechtem Oberkörper und nach oben gestreckten Armen. Der Körper wird stabilisiert und die Gerätstange etwas weiter als schulterbreit im Ristgriff umfasst, der Blick geht geradeaus. Zuerst werden die Schultern bewusst gesenkt, dann wird die Stange mit den Armen senkrecht bis zum Haaransatz nach hinten unten gezogen. Danach erfolgt wieder ein langsamer Übergang in die Armstreckung.



Abbildung 45: Latissimuszug

Butterfly

In der Grundstellung sind die Arme annähernd gestreckt und die Hände befinden sich auf Achselhöhe. Rücken und Kopf berühren die Sitzlehne und der Blick geht geradeaus. Der Druckpunkt des Hebelarms befindet sich an der Innenseite der Unterarme. Die Arme werden langsam und gleichmäßig vor dem Körper zusammengeführt, in der Umkehrbewegung werden die Ellbogen leicht hinter die Schulterachse gebracht.

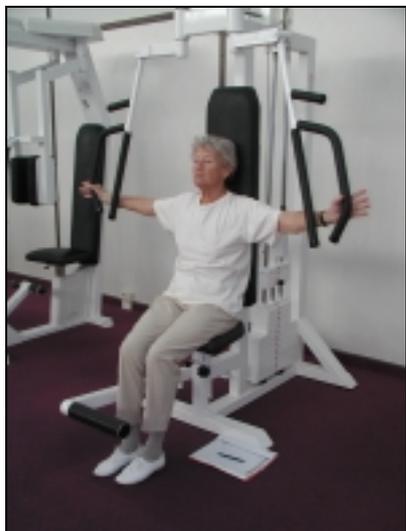


Abbildung 46: Butterfly

Rumpfextension (Back extension)

Die Trainierende liegt auf der Hyperextensionsbank, so dass der Beckenkamm aufliegt und der Oberkörper frei nach unten hängen kann. Die Hände befinden sich am Nacken oder vor der Brust überkreuzt, die Gesäßmuskeln werden an-

gespannt. Der nach unten gebeugte Oberkörper wird langsam hoch gerollt und anschließend wieder nach unten gebeugt.



Abbildung 47: Rückenextension

Bauchflexion (Abdominal flexion)

Die Bauchmuskulatur wird aus halbliegender Position mit angestellten Beinen durch Zusammenführen der Knie und des Oberkörpers trainiert. Ellbogen und Hände haben Gerätekontakt, ohne dass sie die Bewegung aktiv unterstützen. Die Lendenwirbelsäule und der Kopf sollen aufliegen und die Bauchmuskulatur während der Bewegung aktiv verkürzt werden. Durch Seitneigen der Beine kann die Haupttrainingswirkung auf die diagonale Bauchmuskulatur verlagert werden.



Abbildung 48: Bauchflexion

Adduktion sitzend (Adductor)

Im Sitz, mit schräg angelehntem Rücken, werden die auseinander gespreizten Beine gegen den Widerstand so nahe wie möglich zusammengeführt und in der Negativphase wieder möglichst weit gespreizt. Dabei wird der Rücken an die

Lehne fixiert, die Blickrichtung geht geradeaus und der Druck erfolgt vor allem gegen die oberen Polster, die Beine sind leicht nach innen rotiert.



Abbildung 49: Adduktion

Abduktion sitzend (Abductor)

Die Trainierende sitzt mit nicht ganz gestreckten, leicht nach außen rotierten Beinen im Abduktionstrainer. Die oberen Polster befinden sich oberhalb der Kniegelenke. Der Rücken bleibt an der Lehne und der Blick geht geradeaus. Durch Druck gegen die Polster werden die Beine langsam über das maximale Bewegungsausmaß nach außen geführt.



Abbildung 50: Abduktion

Beinpresse (Leg press)

Die Rückenlehne wird so eingestellt, dass der Oberkörper zu den Oberschenkeln etwa einen 130-Grad-Winkel einnimmt. Der Kniewinkel beträgt etwas mehr als 90 Grad. Die Fußsohlen werden parallel und etwa hüftbreit aufgesetzt. Anschließend werden die Beine bis zur annähernden Streckung der Kniegelenke bewegt und langsam wieder gebeugt.



Abbildung 51: Beinpresse

3.6 Statistische Auswertung

3.6.1 Fallzahlplanung

Die Fallzahlplanung erfolgte in Anlehnung an Publikationen von Heinonen (1996) und Hartard (1996) im Hinblick auf die flächenbezogene Änderung der Knochenmassen durch intensives Krafttraining mit Unterstützung von Frau Raymonde Busch vom Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie des Klinikums rechts der Isar. Dabei wurde die prozentuale Veränderung der Knochenmassen (Flächenbelegung) der Lendenwirbelsäule (LWK 2 bis 4) und des rechten Oberschenkelhalses als erster Zielparameter zur Berechnung der benötigten Fallzahlen herangezogen.

Es wurden folgende Annahmen aufgestellt:

Kontrollgruppe: Wirbelsäulengymnastik: Unterschied $-1,0 \% \pm 2 \%$

Konventionelles Krafttraining: Unterschied: $0,0 \% \pm 2 \%$

Oszillierendes Krafttraining: Unterschied: $+2,0 \% \pm 2 \%$

Bei einer statistischen Power von 80 Prozent und einseitiger Testung kann eine Gruppengröße von 17 auswertbaren Probandinnen als ausreichend angesehen werden.

3.6.2 Auswertung

Die statistische Datenanalyse erfolgte mit dem Programmsystem SPSS 11 für Windows (Version 11.0.1, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) und unter Zuhilfenahme der dazugehörigen Literatur für SPSS (Bühl und Zöfel 2002).

Die Normalverteilung der Daten wurde mit dem Kolmogorov-Smirnow-Test geprüft und konnte für folgende Parameter bestätigt werden: Anthropometrische Daten, Knochenmassen- und Knochenstoffwechselfparameter (außer Collum Abschlusswerte), Kraft- und Ergometrie-Parameter. Vor Anwendung der Varianzanalyse (Anova) erfolgte die Überprüfung der Homogenität (Levene's Test, $p > 0,25$). Traten in der einfachen Varianzanalyse signifikante Gruppenunterschiede auf, wurden diese über Post-Hoc-Mehrfachvergleiche nach Bonferroni geprüft.

Für die anthropometrischen Daten wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen getrennt nach Gruppen berechnet und die Vergleichbarkeit der Gruppen zu Studienbeginn durch einfache Varianzanalyse geprüft. Veränderungen innerhalb der Gruppen während des Studienverlaufes wurden über den t-Test für verbundene Stichproben ermittelt. Veränderungen zwischen den Gruppen im Studienverlauf wurden über die einfache Varianzanalyse geprüft.

Für die primären Endpunkte der Studie, die Knochenmassen der Lendenwirbelsäule (LWK 2 bis 4) und des Oberschenkelhalses und für die Knochenstoffwechselfparameter wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen getrennt nach Gruppen berechnet. Die Vergleichbarkeit der Gruppen zu Studienbeginn und unterschiedliche Veränderungen zwischen den Gruppen wurden für die Knochenparameter an der LWS und die Knochenstoffwechselfparameter über die einfache Varianzanalyse geprüft. Veränderungen innerhalb der Gruppen im Studienverlauf wurden mit dem t-Test für verbundene Stichproben getestet. Die Werte am Collum ergaben zu Beginn der Studie keine Homogenität der Varianzen und bei den Abschlusswerten keine Normalverteilung, so dass Unterschiede zwischen den Gruppen zu Studienbeginn mit dem Kruskal-Wallis-Test geprüft wurden. Die Veränderungen innerhalb der Gruppen wurden über den Wilcoxon-Test getestet. Der Vergleich der Veränderungen zwischen den Gruppen erfolgte über die einfache Varianzanalyse.

Bei allen Kraftparametern wurden die Unterschiede zwischen den Gruppen zu Studienbeginn über die einfache Varianzanalyse geprüft. Lag keine Homogenität der Varianzen vor, wurde stattdessen der Kruskal-Wallis-Test verwandt. Festgestellte Differenzen wurden nachfolgend über den U-Test nach Mann-Whitney berechnet. Ebenso wurde mit Veränderungen im Studienverlauf ver-

fahren. Veränderungen innerhalb der Gruppen wurden mit dem t-Test für gepaarte Stichproben überprüft. Die Mittelwerte und die dazugehörigen Standardabweichungen wurden getrennt nach Gruppen berechnet. Die gleiche Vorgehensweise wurde für alle Daten aus der Fahrradergometrie angewandt, da hier vergleichbare statistische Voraussetzungen vorlagen.

Das Skalenniveau der visuellen Analogskala wird immer wieder diskutiert. Insbesondere bei der Verwendung von Skalierungen von 0 bis 100, wie es auch in dieser Studie erfolgte, wird häufig ein metrisches Skalenniveau angenommen (Droste et al. 1984; Myles et al. 1999). Da es sich aber genau genommen um ein ordinalskaliertes Merkmal handelt, wurden hier zur Auswertung die dafür zulässigen Testverfahren verwendet. Die Vergleichbarkeit der Gruppen zu Studienbeginn wurde über den Kruskal-Wallis-Test geprüft, vorhandene Gruppenunterschiede über den U-Test nach Mann-Whitney berechnet. Unterschiede zwischen den Gruppen im Studienverlauf wurden ebenfalls mit dem Kruskal-Wallis-Test geprüft. Die Veränderungen im Studienverlauf innerhalb der Gruppen wurden über den Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben geprüft.

Zusammenhänge zwischen den verschiedenen Parametern wurden über den Produkt-Moment-Korrelations-Koeffizienten nach Pearson geprüft, soweit die zu vergleichenden Parameter normalverteilt waren. Falls eine der beiden Variablen keine Normalverteilung aufwies oder ordinalskaliert war, wurde der Rangkorrelationskoeffizient von Spearman verwendet. Als Signifikanzniveau wurde $p = 0,05$ angesetzt.

3.6.3 Störvariablen

Trotz gründlicher Planung der Studie sind verschiedene Störvariablen, die die möglichen Ergebnisse beeinflusst haben könnten, nicht auszuschließen. Um eine möglichst hohe interne Validität der Studie und der darin eingeschlossenen Messungen zu erhalten, sind ausschaltbare Störvariablen aufzudecken und durch geeignete Maßnahmen weitgehend auszuschließen oder Störvariablen, die nicht beeinflusst werden können, in der Bewertung der Ergebnisse zu berücksichtigen. Dazu gehören nachfolgende Aspekte:

Freiwillige Studienteilnahme

Die Selbstselektion der Teilnehmerinnen führt zu einem gewissen Bias, da sich vermutlich eher aktive Frauen für eine Trainingsstudie melden, so dass die Stichprobe wahrscheinlich nicht ganz dem durchschnittlichen Bewegungsverhalten von älteren Frauen in Deutschland entspricht. Es wurde in diese Studie keine Kontrollgruppe mit einbezogen, die kein Training über den Studienzeitraum durchführte, da eine Randomisierung der Frauen in Training oder „Nicht-Training“ über einen zwölfmonatigen Zeitraum als schwer durchführbar erschien. Frauen, die gerne körperlich aktiv sein möchten und einer Kontrollgruppe ohne Training zugelost worden wären, hätten vermutlich die Studie beendet oder sich außerhalb der Studie sportlich betätigt. Frauen, die kein Interesse an körperlicher Aktivität gehabt hätten, wären kaum zum konsequenten Training motivierbar gewesen. Die muskuloskelettalen Veränderungen im Alter ohne körperliche Aktivität sind aber schon häufiger untersucht worden, so dass auf vergleichbare Ergebnisse zurückgegriffen werden kann.

Es wird auch vermutet, dass bei den Frauen, die sich für die Studie gemeldet haben, ein eher gutes Befindlichkeits- und niedriges Schmerzniveau angenommen werden kann. Postmenopausale Frauen, die unter depressiven Verstimmungen leiden, werden weniger Interesse für Studien zeigen bzw. häufig aus diesen Gründen mit einer Hormon-Ersatztherapie, einem Ausschlusskriterium für die Studie, behandelt werden. Da gravierende Veränderungen an der Wirbelsäule ein Ausschlusskriterium darstellten, werden Frauen, die aufgrund starker degenerativer Veränderungen unter Schmerzen leiden, nicht in dieser Studie zu finden sein. Diese höheren Ausgangswerte der Befindlichkeit und des Schmerzempfindens könnten dazu führen, dass die Veränderungen eher gering ausfallen, da verschiedene Studien belegt haben, dass vor allem Personen mit schlechterem Befinden deutlicher von regelmäßigem Training profitieren.

Randomisierung

Auch wenn randomisierte Studien einen hohen Stellenwert hinsichtlich ihrer Aussagefähigkeit haben, verursacht auch die Randomisierung gewisse Probleme. Es wäre möglich, dass Frauen, die vor der Studie sportlich aktiv waren, durch eine Randomisierung in die WS-Gymnastikgruppe geringere Reize im Studienverlauf erhalten als zuvor und dadurch keine oder negative Effekte ent-

stehen. Dies wurde versucht auszuschließen, indem zu Beginn der Studie eine umfassende Trainingsanamnese durchgeführt wurde und Frauen mit hoher sportlicher Betätigung nicht aufgenommen wurden.

Knochenstoffwechselfparameter

Die Knochenstoffwechselfparameter unterliegen verschiedenen Einflussfaktoren, die im Rahmen der Studie berücksichtigt wurden. Der Studienbeginn erfolgte bei allen Teilnehmerinnen innerhalb der Monate Mai bis Juli 2001, um saisonale Einflüsse gering zu halten. Die Blut- und Urinproben wurden nur vormittags zwischen 7.30 und 11.30 Uhr erhoben, um zirkadiane Schwankungen zu vermeiden. Da auch körperliche Aktivität und Alkohol zu Veränderungen der Knochenmarker führen, sollten am Tag vor der Untersuchung kein Training und keine größere Anstrengung durchgeführt sowie Alkohol vermieden werden. Die Abnahme der Blutproben und die Urinabgabe geschah vor den Krafttests, die Verarbeitung erfolgte nach neuesten wissenschaftlichen Erkenntnissen.

Krafttests

Die Ergebnisse in Krafttests sind abhängig von der Motivation und der Tagesform der Teilnehmerinnen. Damit diese Einflüsse möglichst gering gehalten wurden, erfolgte die Testdurchführung und Motivation der Teilnehmerinnen möglichst vergleichbar. Die Geräteeinstellungen wurden dokumentiert und für jede Messung verwendet. Um zirkadiane Schwankungen zu vermeiden, wurde auch die Uhrzeit der Testdurchführung festgehalten und bei Folgemessungen versucht, einen ähnlichen Testzeitpunkt zu wählen.

Visuelle Analogskala

Die Darstellung der Veränderungen von Befinden oder Schmerzempfinden ist relativ schwierig, da die Angabe subjektiv ist und von vielen Faktoren beeinflusst wird. Es wurde versucht, diese Problematik zu umgehen, indem als Erfassungsinstrumentarium die visuelle Analogskala gewählt wurde, die einfach zu Hand haben ist und keinen großen Interpretationsspielraum lässt. Die Teilnehmerinnen gaben die drei Fragebögen einmal wöchentlich ohne Kontakt zur Übungsleiterin in die dafür vorgesehenen Ordner ab, so dass keine „erwünschten“ Ergebnisse produziert wurden. Es wurden auch drei getrennte Fragebögen für die verschiedenen Zeitpunkte „am Morgen“, „vor dem Training“ und „nach

dem Training“ verwendet, damit keine Beeinflussung durch die zuvor gemachten Angaben erfolgte. Außerdem wurde versucht, durch das Zusammenfassen der Werte dreier Trainingseinheiten, die dann die Befindlichkeit und das Schmerzempfinden über den Zeitraum von drei Wochen widerspiegelten, die Ergebnisse repräsentativer zu machen. Es sollte erreicht werden, dass tages- oder wochenspezifische Einflüsse wie anstrengende Arbeit, Ärger im Berufsleben oder Erkältungen nicht zu sehr die Daten beeinflussten.

3.7 Ergebnisse

Die Studie konnte im September 2002 mit letzten Untersuchungen abgeschlossen werden. Die Veränderungen der untersuchten Parameter werden nachfolgend über Mittelwertstabellen und Grafiken dargestellt, in denen signifikante Ergebnisse innerhalb der Gruppen mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p \leq 0,05$ mit „*“ und sehr signifikante Ergebnisse mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $p \leq 0,001$ mit „**“ gekennzeichnet wurden.

3.7.1 Studienabbrüche und Vergleichbarkeit der Gruppen

3.7.1.1 Studienabbrüche

In diese Studie wurden 69 Frauen aufgenommen, die den Ein- und Ausschlusskriterien des Studienprotokolls entsprachen. Von diesen Frauen haben 56 die Studie beendet. 13 Teilnehmerinnen mussten oder wollten die Studie abbrechen.

Tabelle 3:
Drop-Out-Gründe

Studiendauer	Gruppe	Drop-Out-Grund
V1	Kraft	Rezidivierende Nackenprobleme
V1	Kraft	Pflegefall in Familie
V1	Kraft	Unregelmäßiges Training
V1	Galileo	Rückenprobleme
V1-2	Kraft	Zeitmangel
V1-2	Galileo	Tumor-Erkrankung
V1-2	Galileo	Kreislaufprobleme
V1-2	Galileo	Knochenschmerzen
V1-2	Kraft	Rückenprobleme
V1-3	WS	Ohne Angabe von Gründen
V1-3	Galileo	Knieprobleme
V1-3	Galileo	Rückenprobleme
V1-4	Kraft	Wiederholte Trainingsunterbrechungen

Zu Beginn der Studie hatten einige Frauen Schwierigkeiten, regelmäßig zu trainieren und schieden unter Angabe verschiedener Gründe aus: Rezidivierende Nackenprobleme, Pflegefall in der Familie, Rückenprobleme oder Zeitmangel.

Zwei Teilnehmerinnen mussten wegen ernster gesundheitlicher Beschwerden aufhören (Tumorerkrankung; Kreislaufprobleme, die sich nicht abklären und behandeln ließen). Bei einer Teilnehmerin traten Knochenschmerzen in den Beinen auf, die sie bereits vor Jahren über einen längeren Zeitraum hatte. Eine Probandin, die wegen Kniebeschwerden aufhören musste, hatte schon vor der Studie phasenweise Beschwerden und konnte durch das regelmäßige Training keine Besserung erreichen. Die Schmerzen traten vor allem während der Wirbelsäulengymnastik auf. Zu häufige Fehlzeiten und ein Kuraufenthalt führten letztendlich zum Ausschluss. Bei den aufgetretenen Rücken- oder Bandscheibenproblemen zeigte sich kein direkter Zusammenhang mit dem Training.

3.7.1.2 Vergleichbarkeit der Gruppen

Die Teilnehmerinnen wurden für diese Trainingsstudie über die Rangsumme ihrer Maximalkraftwerte der Arme und Beine parallelisiert und randomisiert in die drei Trainingsgruppen aufgeteilt. Daraus ergaben sich vergleichbare Basiswerte der Gruppen hinsichtlich des Einwiederholungsmaximums. Ferner wurde geprüft, ob die Gruppen bezüglich ihrer anthropometrischen Daten und Knochenparameter vergleichbar waren, wie nachfolgenden Tabellen zu entnehmen ist.

Da im Lauf der Studie 13 Frauen aus den verschiedenen Gruppen ausgeschieden sind, wurde auch geprüft, inwieweit die endgültigen Gruppen, die über den gesamten Untersuchungszeitraum erfasst werden konnten, vergleichbare Ausgangswerte hatten bzw. ob sich die ausgeschiedenen Frauen in den jeweiligen Parametern von den Frauen in den endgültigen Gruppen unterschieden. Diese Werte werden im Rahmen der verschiedenen Untersuchungsparameter dargestellt.

Basiswerte der Gruppen im Einwiederholungsmaximum

Es ergaben sich folgende Mittelwerte des Einwiederholungsmaximums der Beine (WDHMAXB1) und der Arme (WDHMAXA1) für die Gesamtgruppen zu Studienbeginn:

Tabelle 4:
Einwiederholungsmaximum in den Ausgangsgruppen

Basiswerte des Einwiederholungsmaximums der Beine (WDHMAXB1) und der Arme (WDHMAXA1) in kg			
Gruppe		WDHMAXB1	WDHMAXA1
Galileo	Mittelwert	27,09	13,08
	N	23	23
	Standardabweichung	6,29	4,00
	Minimum	17,50	5,00
	Maximum	40,00	21,25
Kraft	Mittelwert	28,10	13,54
	N	26	26
	Standardabweichung	7,22	3,70
	Minimum	18,75	6,25
	Maximum	55,00	21,25
WS	Mittelwert	32,38	15,00
	N	20	20
	Standardabweichung	9,85	3,56
	Minimum	17,50	5,00
	Maximum	52,50	20,00
Insgesamt	Mittelwert	29,00	13,81
	N	69	69
	Standardabweichung	8,00	3,79
	Minimum	17,50	5,00
	Maximum	55,00	21,25

Die Überprüfung der normalverteilten Daten über die einfache Varianzanalyse ergab keinen signifikanten Gruppenunterschied sowohl für das Einwiederholungsmaximum der Beine ($p = 0,072$) als auch der Arme ($p = 0,230$). Durch das Ausscheiden der 13 Teilnehmerinnen entstanden ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen im 1-RM der Beine ($p = 0,255$) bzw. der Arme ($p = 0,158$) (Tabelle 18 und 20).

Basiswerte der Gruppen in den anthropometrischen Daten

Die anthropometrischen Daten der Ausgangsgruppen ergaben vergleichbare Mittelwerte:

Tabelle 5:
Anthropometrische Daten in den Ausgangsgruppen

Basiswerte der anthropometrischen Daten						
Gruppen		Alter in Jahren	Größe 1 in cm	Gewicht 1 in kg	BMI 1 in kg/m ²	Fett 1 in %
Galileo	Mittelwert	59,3	163,5	65,6	24,5	27,2
	N	23	23	23	23	23
	Standardabweichung	4,4	4,7	8,9	3,3	5,7
Kraft	Mittelwert	59,2	165,7	65,6	23,9	26,1
	N	26	26	26	26	26
	Standardabweichung	5,3	5,6	8,1	2,5	3,2
WS	Mittelwert	61,2	167,2	69,6	24,9	27,0
	N	20	20	20	20	19
	Standardabweichung	4,7	6,3	8,7	2,7	5,4
Insgesamt	Mittelwert	59,8	165,4	66,7	24,4	26,7
	N	69	69	69	69	68
	Standardabweichung	4,9	5,7	8,6	2,8	4,7

Es zeigten sich keine Gruppenunterschiede bezüglich des Alters ($p = 0,336$), der Größe ($p = 0,094$), des Gewichts ($p = 0,210$) und des BMI ($p = 0,453$). Für die Hautfaltendicke bestand keine Homogenität der Varianzen, so dass ein möglicher Gruppenunterschied über den Kruskal-Wallis-Test geprüft wurde, der jedoch keinen Gruppenunterschied ergab ($p = 0,437$). Bei einer Teilnehmerin der WS-Gymnastikgruppe konnte die Hautfaltendicke nicht erfasst werden. Auch die endgültigen Gruppen (Tabelle 8) zeigten für keinen der Parameter signifikante Unterschiede.

Die Calciumaufnahme, die zu Beginn der Studie über den Ernährungsfragebogen erfasst wurde, den 14 Frauen der Galileo-Trainingsgruppe, 17 Frauen der Kraft-Trainingsgruppe und 16 Frauen der WS-Gymnastikgruppe ausgefüllt hatten, ergab keinen Gruppenunterschied ($p = 0,423$). Auch der Zeitabstand seit Beginn der Menopause war zwischen den Gruppen vergleichbar ($p = 0,794$).

Basiswerte der Gruppen in den Knochenparametern

Die Knochendichte und der Knochenmineralgehalt an der Lendenwirbelsäule und am Collum wurden hinsichtlich signifikanter Gruppenunterschiede sowohl für die ursprünglichen Gruppen als auch für die endgültigen Gruppen überprüft. Dabei werden in den Mittelwertstabellen neben dem BMD und dem BMC auch der T- und Z-Score angegeben, da diese Parameter eine einfachere Einschätzung der Gruppen hinsichtlich ihrer Werte im Vergleich zu anderen Gruppen

ermöglichen. Bei den Veränderungen selbst werden aber nur die primären Endparameter BMD und BMC betrachtet:

Tabelle 6:

Knochenparameter an der LWS in den Ausgangsgruppen

Basiswerte der Knochenparameter an der LWS zur Eingangs-Untersuchung					
Gruppe		T-Score 1	Z-Score 1	BMD 1 in g/cm ²	BMC 1 in g
Galileo	Mittelwert	-1,44	-,38	,931	43,29
	N	23	23	23	23
	Standardabweichung	,63	,61	,102	5,37
Kraft	Mittelwert	-1,54	-,48	,914	43,22
	N	26	26	26	26
	Standardabweichung	,59	,53	,096	5,49
WS	Mittelwert	-1,52	-,38	,917	43,77
	N	20	20	20	20
	Standardabweichung	,58	,63	,094	5,21
Insgesamt	Mittelwert	-1,50	-,42	,921	43,40
	N	69	69	69	69
	Standardabweichung	,59	,58	,096	5,30

Die Ausgangsgruppen waren an der LWS bezüglich des BMD ($p = 0,829$) und BMC ($p = 0,936$) vergleichbar. Unter Berücksichtigung der 13 ausgeschiedenen Frauen waren hinsichtlich des BMD und BMC an der LWS keine signifikanten Gruppenunterschiede (Tabelle 10) festzustellen. Die Betrachtung der Ausgangswerte der Knochenparameter am Collum ergab folgende Mittelwerte:

Tabelle 7:

Knochenparameter am Collum in den Ausgangsgruppen

Basiswerte der Knochenparameter am Collum zur Eingangs-Untersuchung					
Gruppe		T-Score 1	Z-Score 1	BMD 1 in g/cm ²	BMC 1 in g
Galileo	Mittelwert	-1,71	-,12	,817	4,07
	N	23	23	23	23
	Standardabweichung	,86	,82	,105	,66
Kraft	Mittelwert	-2,13	-,55	,760	3,83
	N	26	26	26	26
	Standardabweichung	,45	,51	,054	,37
WS	Mittelwert	-1,90	-,18	,787	4,07
	N	20	20	20	20
	Standardabweichung	,88	1,04	,107	,59
Insgesamt	Mittelwert	-1,92	-,30	,787	3,98
	N	69	69	69	69
	Standardabweichung	,75	,81	,092	,55

Es bestand keine Homogenität der Varianzen, so dass signifikante Gruppenunterschiede über den Kruskal-Wallis-Test geprüft wurden. Alle drei Gruppen unterschieden sich weder im BMD ($p = 0,205$) noch im BMC ($p = 0,178$) signifikant. In den endgültigen Gruppen war der durchschnittliche BMD in der Kraft-Trainingsgruppe etwas niedriger als in den beiden anderen Gruppen (Tabelle 12). Es kam aber zu keinem signifikanten Gruppenunterschied. Zusätzlich zu den ausgeschiedenen Frauen fehlt bei der Auswertung des Collums eine Teilnehmerin der WS-Gymnastikgruppe, da die zweite Messung aufgrund einer unterschiedlichen Lagerung des Oberschenkels der Probandin nicht mit der Ausgangsmessung vergleichbar war.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass durch die Randomisierung drei vergleichbare Gruppen entstanden sind, die auch nach dem Ausscheiden von 13 Teilnehmerinnen in den wesentlichen anthropometrischen Daten, Kraftwerten und Knochenparametern vergleichbar waren.

3.7.2 Anthropometrische Parameter im Studienverlauf

Die anthropometrischen Daten der endgültigen Gruppen ergaben vergleichbare Mittelwerte, wie die nachfolgende Tabelle zeigt. Die Gruppen unterschieden sich weder im Alter ($p = 0,065$), in der Größe ($p = 0,135$), im Gewicht ($p = 0,306$), im BMI ($p = 0,854$) noch im prozentualen Körperfettanteil ($p = 0,691$):

Tabelle 8:
Anthropometrische Daten zu Studienbeginn

Anthropometrische Daten der endgültigen Gruppen						
Gruppe		Alter in Jahren	Größe 1 in cm	Gewicht 1 in kg	BMI 1 in kg/m ²	Fett 1 in %
Drop-Out	Mittelwert	57,0	163,4	65,6	24,5	28,1
	N	13	13	13	13	13
	SD	5,3	5,5	10,3	3,1	4,8
Galileo	Mittelwert	59,4	163,9	64,4	24,0	26,3
	N	17	17	17	17	17
	SD	4,1	4,6	7,4	3,2	5,7
Kraft	Mittelwert	60,6	166,1	66,8	24,2	26,2
	N	20	20	20	20	20
	SD	4,8	5,4	7,9	2,5	3,2
WS	Mittelwert	61,4	167,4	69,6	24,8	26,7
	N	19	19	19	19	18
	SD	4,7	6,4	8,9	2,8	5,2
Insgesamt	Mittelwert	59,8	165,4	66,8	24,4	26,7
	N	69	69	69	69	68
	SD	4,9	5,7	8,6	2,8	4,7

Die Veränderungen im Studienverlauf zeigten weder für die Größe ($p = 0,758$), das Gewicht ($p = 0,982$), den BMI ($p = 0,923$) oder die Hautfaltendicke (Fett, $p = 0,289$) signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen.

Tabelle 9:
Anthropometrische Daten zum Studienende

Anthropometrische Daten zur Abschluss-Untersuchung					
Gruppe		Größe 5 in cm	Gewicht 5 in kg	BMI 5 in kg/m ²	Fett 5 in %
Galileo	Mittelwert	163,7	63,8	23,9	27,2
	N	17	17	17	17
	SD	4,6	7,7	3,4	5,6
Kraft	Mittelwert	166,0	66,3	24,0	26,5
	N	20	20	20	20
	SD	5,3	7,8	2,4	4,5
WS	Mittelwert	167,2	69,2	24,8	26,4
	N	19	19	19	18
	SD	6,3	9,9	3,2	6,2
Insgesamt	Mittelwert	165,7	66,5	24,2	26,7
	N	56	56	56	55
	SD	5,6	8,7	3,0	5,3

Die Veränderungen innerhalb der Gruppen wurden über den t-Test für gepaarte Stichproben untersucht und ergaben in keiner Gruppe signifikante Veränderungen. Die Darstellung der gemessenen anthropometrischen Parameter im Vor-

her-Nachher-Vergleich über Box-Plots verdeutlicht die geringen Veränderungen im Studienverlauf (Abbildung 52 und 53).

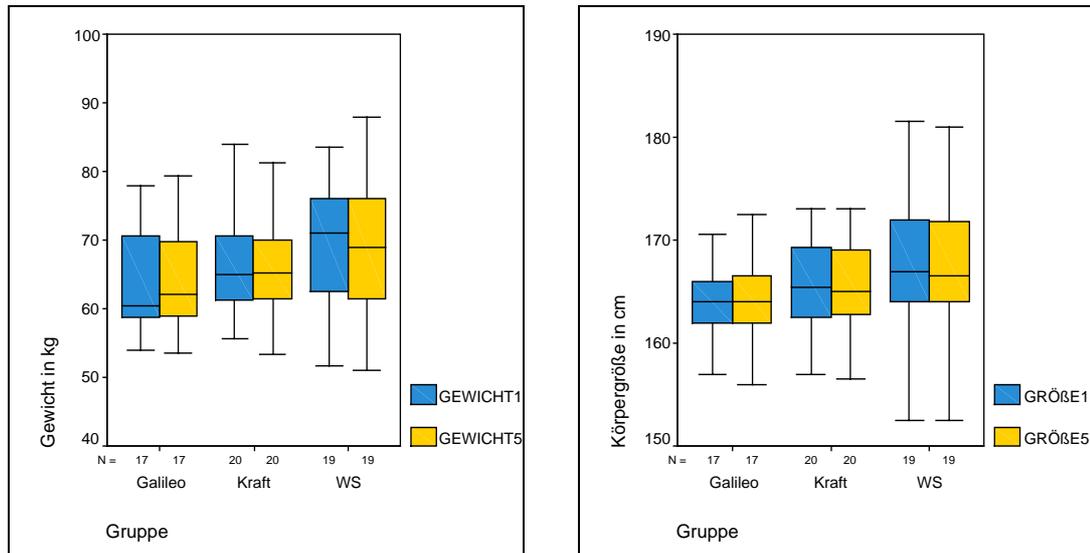


Abbildung 52:
Veränderungen von Gewicht und Größe im Studienverlauf

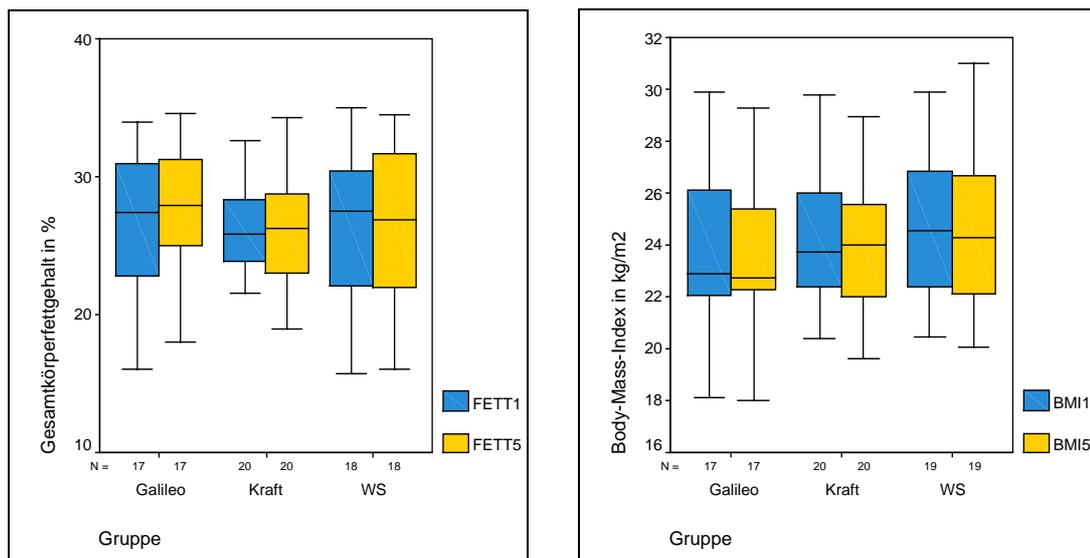


Abbildung 53:
Veränderungen von Gesamtkörperfettgehalt und BMI im Studienverlauf

3.7.3 Veränderungen der Knochenparameter

3.7.3.1 Veränderungen an der Lendenwirbelsäule

Die drei Trainingsgruppen unterschieden sich im Bereich der LWS weder im BMD ($p = 0,412$) noch im BMC ($p = 0,934$), auch wenn die Mittelwerte der Knochenparameter geringe Unterschiede zeigen:

Tabelle 10:
Knochenparameter an der LWS zu Studienbeginn

Knochenparameter der endgültigen Gruppen (LWS)					
Gruppe		T-Score 1	Z-Score 1	BMD 1 in g/cm ²	BMC 1 in g
Drop-Out	Mittelwert	-1,65	-,67	,897	42,84
	N	13	13	13	13
	Standardabweichung	,70	,67	,114	6,48
Galileo	Mittelwert	-1,32	-,25	,951	43,84
	N	17	17	17	17
	Standardabweichung	,51	,46	,083	3,82
Kraft	Mittelwert	-1,59	-,48	,906	43,05
	N	20	20	20	20
	Standardabweichung	,62	,57	,100	5,82
WS	Mittelwert	-1,47	-,33	,924	43,77
	N	19	19	19	19
	Standardabweichung	,55	,59	,090	5,35
Insgesamt	Mittelwert	-1,50	-,42	,921	43,40
	N	69	69	69	69
	Standardabweichung	,59	,58	,096	5,30

Die Veränderungen im Studienverlauf zeigten im Gruppenvergleich weder für den BMD ($p = 0,945$) noch für den BMC ($p = 0,981$) signifikante Unterschiede.

Tabelle 11:
Knochenparameter an der LWS zum Studienende

Knochenparameter an der LWS zur Abschluss-Untersuchung					
Gruppe		T-Score 5	Z-Score 5	BMD 5 in g/cm ²	BMC 5 in g
Galileo	Mittelwert	-1,30	-,25	,944	43,58
	N	17	17	17	17
	Standardabweichung	,55	,42	,075	3,52
Kraft	Mittelwert	-1,64	-,49	,898	42,89
	N	20	20	20	20
	Standardabweichung	,62	,61	,101	5,73
WS	Mittelwert	-1,51	-,32	,918	43,61
	N	19	19	19	19
	Standardabweichung	,58	,61	,094	5,25
Insgesamt	Mittelwert	-1,49	-,36	,919	43,34
	N	56	56	56	56
	Standardabweichung	,59	,56	,092	4,91

Die Überprüfung der Veränderungen innerhalb der Gruppen über den t-Test für gepaarte Stichproben ergab in keiner Gruppe signifikante Veränderungen sowohl bezüglich der Knochenmineraldichte (BMD) als auch des Knochenmineralgehalts (BMC), wie die Darstellung über Box-Plots zeigt:

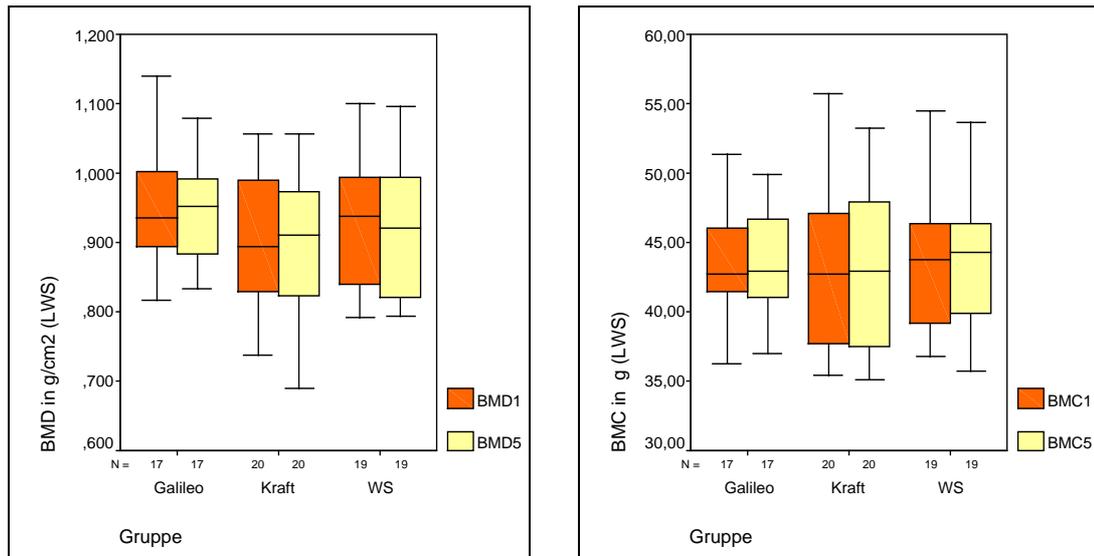


Abbildung 54:
Veränderungen des BMD und BMC an der LWS im Studienverlauf

Die Betrachtung der durchschnittlichen prozentualen Veränderung der Knochenmineraldichte und des Knochenmineralgehaltes verdeutlicht, dass die Veränderungen jeweils unter einem Prozent liegen und damit im Messfehlerbereich bleiben.

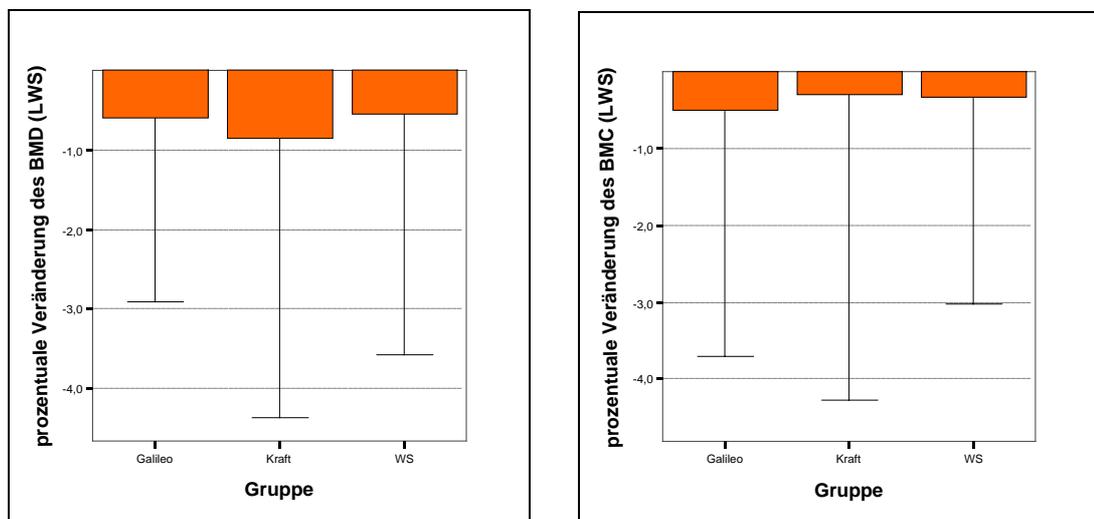


Abbildung 55:
Prozentuale Veränderungen des BMD und BMC an der LWS

3.7.3.2 Veränderungen am Collum

Im Bereich des Oberschenkelhalses bestanden zu Beginn der Studie etwas niedrigere Werte in der Kraft-Trainingsgruppe, die jedoch keinen signifikanten Gruppenunterschied ergaben (BMD: $p = 0,060$; BMC: $p = 0,091$, Kruskal-Wallis-Test).

Tabelle 12:
Knochenparameter am Collum zu Studienbeginn

Knochenparameter der endgültigen Gruppen (Collum)					
Gruppe		T-Score 1	Z-Score 1	BMD 1 in g/cm ²	BMC 1 in g
Drop-Out	Mittelwert	-2,07	-,65	,777	3,81
	N	13	13	13	13
	Standardabweichung	,65	,76	,087	,62
Galileo	Mittelwert	-1,53	,06	,832	4,21
	N	17	17	17	17
	Standardabweichung	,83	,76	,101	,51
Kraft	Mittelwert	-2,21	-,53	,751	3,81
	N	20	20	20	20
	Standardabweichung	,40	,41	,049	,41
WS	Mittelwert	-1,85	-,06	,794	4,08
	N	18	18	18	18
	Standardabweichung	,92	1,04	,111	,62
Insgesamt	Mittelwert	-1,92	-,28	,788	3,98
	N	68	68	68	68
	Standardabweichung	,75	,81	,092	,55

Die Veränderungen im Studienverlauf ergaben weder für den BMD ($p = 0,442$) noch für den BMC ($p = 0,905$) signifikante Gruppenunterschiede.

Tabelle 13:
Knochenparameter am Collum zum Studienende

Knochenparameter am Collum zur Abschluss-Untersuchung					
Gruppe		T-Score 5	Z-Score 5	BMD 5 in g/cm ²	BMC 5 in g
Galileo	Mittelwert	-1,59	,07	,825	4,18
	N	17	17	17	17
	Standardabweichung	,91	,86	,11	,58
Kraft	Mittelwert	-2,34	-,59	,736	3,78
	N	20	20	20	20
	Standardabweichung	,39	,46	,047	,46
WS	Mittelwert	-1,89	-,03	,789	4,03
	N	18	18	18	18
	Standardabweichung	,93	1,02	,113	,69
Insgesamt	Mittelwert	-1,96	-,20	,781	3,99
	N	55	55	55	55
	Standardabweichung	,82	,85	,098	,59

Die Überprüfung der Veränderungen innerhalb der Gruppen erfolgte über den Wilcoxon-Test, da die Abschlusswerte keine Normalverteilung aufwiesen. Es kam nur in der Kraft-Trainingsgruppe zur signifikanten Abnahme des BMD-Wertes ($p = 0,015$) bei annähernd unverändertem BMC.

Die Darstellung über Box-Plots zeigt die etwas niedrigeren Ausgangswerte in der Kraft-Trainingsgruppe, die im Studienverlauf für den BMD sinken, während sich der BMC nur wenig verändert.

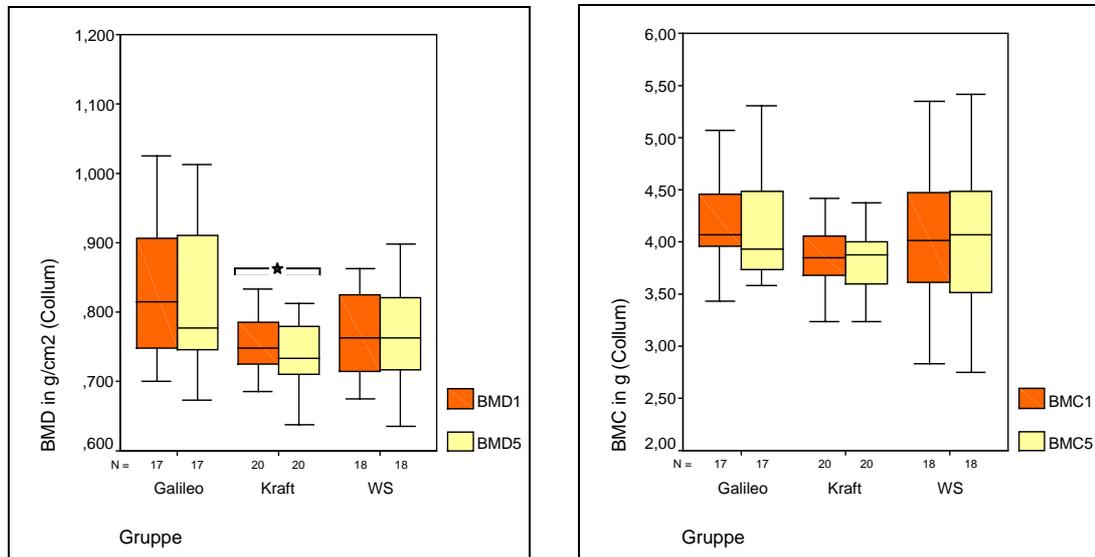


Abbildung 56:
Veränderungen des BMD und BMC am Collum im Studienverlauf

Dieser Unterschied wird bei der Betrachtung der prozentualen Veränderung der Knochenmineraldichte und des Knochenmineralgehalts deutlich. Während die prozentuale Veränderung des BMD in der Kraft-Trainingsgruppe fast zwei Prozent betrug, lag sie für den BMC unter einem Prozent.

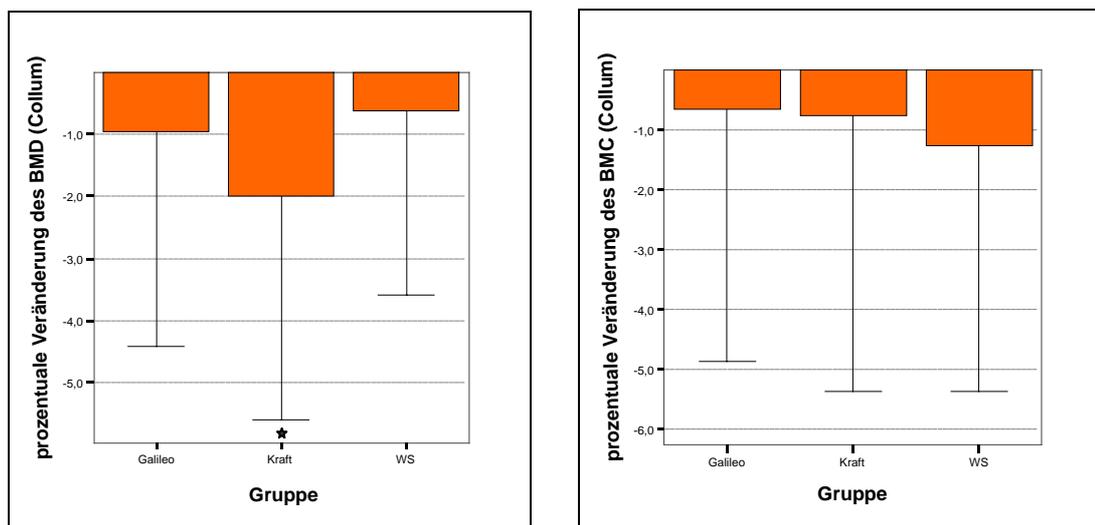


Abbildung 57:
Prozentuale Veränderungen des BMD und BMC am Collum

Die Darstellung der Flächenveränderungen am Collum über Häufigkeitsverteilungen zeigt bei den meisten Teilnehmerinnen der Kraft-Trainingsgruppe im

Gegensatz zu den beiden anderen Gruppen einen Flächengewinn. Dies ergab in der einfachen Varianzanalyse einen signifikanten Unterschied zwischen der Kraft-Trainingsgruppe und WS-Gymnastikgruppe ($p = 0,020$).

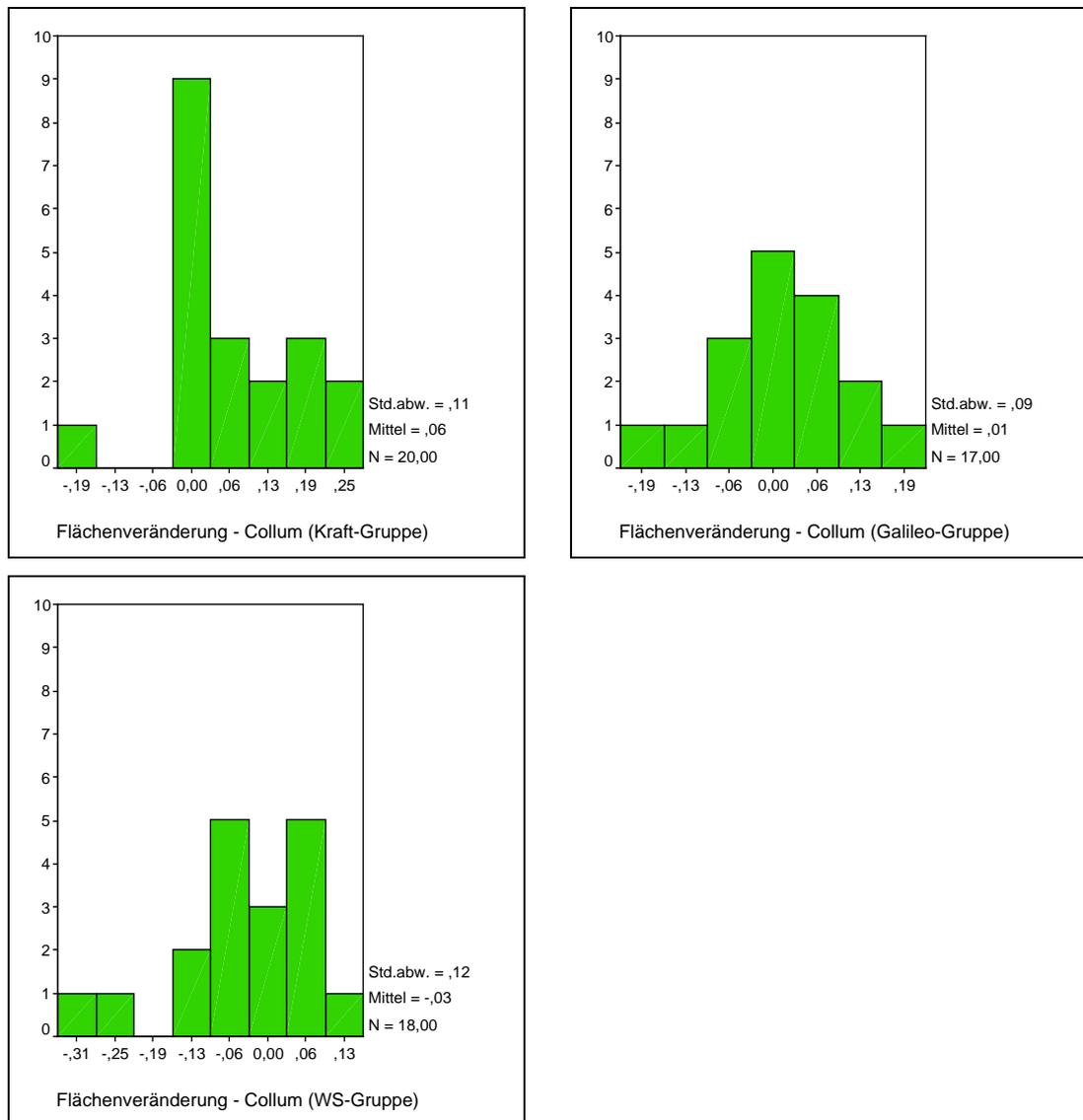


Abbildung 58:
Häufigkeitsverteilung der Flächenveränderungen am Collum

3.7.3.3 Veränderungen der Knochenstoffwechselfparameter

Im Rahmen der Studie wurden halbjährlich die Knochenstoffwechselfparameter Osteocalcin (OC), die knochenspezifische alkalische Phosphatase (BAP) und die carboxy-terminalen Crosslink-Telopeptide (CTx) ausgewertet. Die Knochenmarker der drei Teilnehmerinnen, die im Studienverlauf Frakturen erlitten hatten, wurden nicht in der Auswertung berücksichtigt, da eine langfristige frakturbedingte Veränderung der Knochenmarker angenommen werden muss. Eine

Teilnehmerin der Kraft-Trainingsgruppe hatte außergewöhnlich hohe Knochenparameter, so dass sie ebenfalls ausgeschlossen wurde. Aufgrund zu starker Schwankungen der Werte wurden jeweils eine Teilnehmerin aus der Kraft-Trainingsgruppe und der Galileo-Trainingsgruppe nicht in der Auswertung der CTx berücksichtigt. Es ergaben sich für die verschiedenen Messzeitpunkte folgende Mittelwerte:

Tabelle 14:
Osteocalcin im Studienverlauf

Mittelwerte des Osteocalcins (OC) zur Eingangs- (1), Halbjahres- (3) und Abschluss-Untersuchung (5) (ng/ml)				
Gruppe		OC 1	OC 3	OC 5
Drop-Out	Mittelwert	3,13	2,86	
	N	4	4	
	Standardabweichung	,31	,61	
	Minimum	2,79	2,40	
	Maximum	3,47	3,76	
Galileo	Mittelwert	2,92	2,80	2,82
	N	16	16	16
	Standardabweichung	,90	,87	1,07
	Minimum	1,53	1,70	1,44
	Maximum	4,67	4,58	5,47
Kraft	Mittelwert	3,19	3,22	3,18
	N	17	17	17
	Standardabweichung	1,01	,77	,86
	Minimum	1,62	2,05	2,08
	Maximum	5,29	4,45	5,06
WS	Mittelwert	3,03	2,87	3,18
	N	19	19	19
	Standardabweichung	,80	,78	,95
	Minimum	1,54	1,70	1,57
	Maximum	4,47	4,55	4,72
Insgesamt	Mittelwert	3,05	2,95	3,07
	N	56	56	52
	Standardabweichung	,86	,80	,96
	Minimum	1,53	1,70	1,44
	Maximum	5,29	4,58	5,47

Tabelle 15:
BAP im Studienverlauf

Mittelwerte der knochenspezifischen alkalischen Phosphatase (BAP) zur Eingangs- (1), Halbjahres- (3) und Abschluss-Untersuchung (5) (ng/ml)				
Gruppe		BAP 1	BAP 3	BAP 5
Drop-Out	Mittelwert	13,18	11,60	
	N	4	4	
	Standardabweichung	5,16	5,71	
	Minimum	10,10	8,10	
	Maximum	20,90	20,10	
Galileo	Mittelwert	9,89	9,57	8,91
	N	16	16	16
	Standardabweichung	3,06	2,56	2,95
	Minimum	5,70	6,00	5,50
	Maximum	15,50	13,30	17,50
Kraft	Mittelwert	10,34	10,74	10,34
	N	17	17	17
	Standardabweichung	3,84	3,89	3,53
	Minimum	5,40	6,40	4,80
	Maximum	19,10	19,60	16,00
WS	Mittelwert	10,20	10,18	10,16
	N	19	19	19
	Standardabweichung	3,34	3,14	2,74
	Minimum	4,70	5,50	5,50
	Maximum	17,20	15,90	13,90
Insgesamt	Mittelwert	10,36	10,28	9,83
	N	56	56	52
	Standardabweichung	3,55	3,40	3,08
	Minimum	4,70	5,50	4,80
	Maximum	20,90	20,10	17,50

Tabelle 16:
CTx im Studienverlauf

Mittelwerte der c-terminalen Telopeptide (CTx) zur Eingangs- (1), Halbjahres- (3) und Abschluss-Untersuchung (5) (ng/ml)				
Gruppe		CTx 1	CTx 3	CTx 5
Drop-Out	Mittelwert	,34	,30	
	N	4	4	
	Standardabweichung	,11	,09	
	Minimum	,27	,21	
	Maximum	,50	,38	
Galileo	Mittelwert	,28	,31	,28
	N	15	15	15
	Standardabweichung	,11	,13	,12
	Minimum	,10	,09	,09
	Maximum	,47	,60	,53
Kraft	Mittelwert	,44	,39	,42
	N	16	16	16
	Standardabweichung	,20	,19	,16
	Minimum	,22	,19	,23
	Maximum	,91	,76	,79
WS	Mittelwert	,35	,30	,32
	N	19	19	19
	Standardabweichung	,14	,12	,11
	Minimum	,14	,11	,13
	Maximum	,58	,52	,58
Insgesamt	Mittelwert	,36	,33	,34
	N	54	54	50
	Standardabweichung	,16	,15	,14
	Minimum	,10	,09	,09
	Maximum	,91	,76	,79

Die Ausgangswerte zwischen den Gruppen waren sowohl für das Osteocalcin als auch für die knochenspezifische alkalische Phosphatase vergleichbar. Für die Resorptionsmarker CTx bestand bei der Eingangs-Untersuchung ein signifikanter Unterschied zwischen der Kraft- und Galileo-Trainingsgruppe ($p = 0,004$). Die Veränderungen im Studienverlauf führten nur für das Osteocalcin im zweiten Halbjahr zu einem signifikanten Gruppenunterschied zwischen der Kraft-Trainingsgruppe und der WS-Gymnastikgruppe ($p = 0,037$). Die absoluten Mittelwerte der beiden Gruppen waren aber bei der Abschluss-Untersuchung gleich.

Die Veränderungen innerhalb der Gruppen wurden über den t-Test für gepaarte Stichproben verglichen und ergaben bezüglich der Veränderungen des Osteocalcins im zweiten Halbjahr (3-5) in der WS-Gymnastikgruppe einen signifikanten Anstieg ($p = 0,004$).

Die Darstellung der Veränderungen im Studienverlauf über Box-Plots zeigt für die verschiedenen Parameter Schwankungen um den Ausgangswert ohne große signifikante Veränderungen. Es wurden große Streuungen der Werte in allen Gruppen festgestellt.

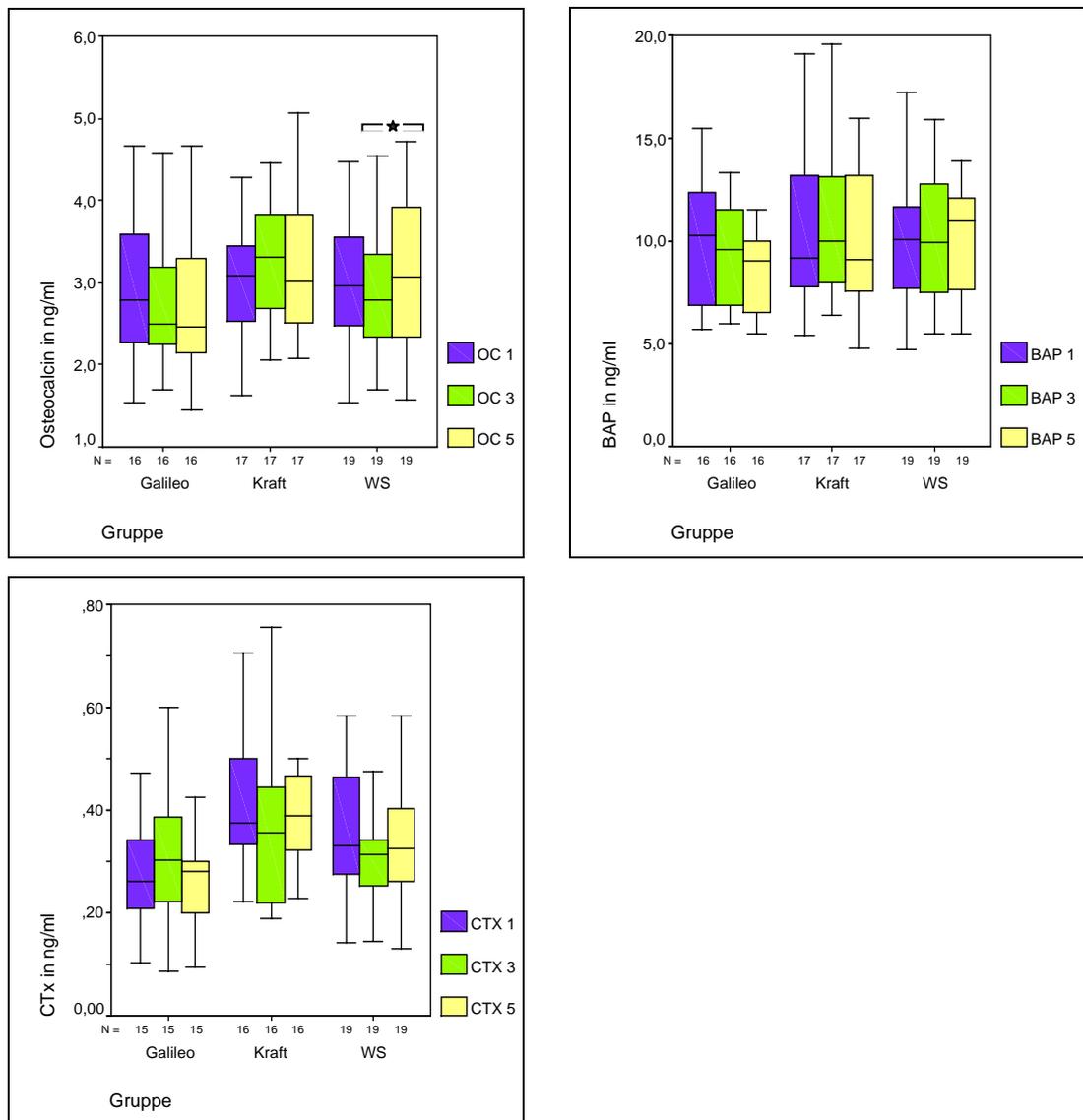


Abbildung 59: Veränderungen der Knochenstoffwechselfparameter im Studienverlauf

Die prozentualen Veränderungen der Werte in den Gruppen im ersten Halbjahr, im zweiten Halbjahr und im Gesamtstudienverlauf sind in der nachfolgenden Tabelle dargestellt:

Tabelle 17:
Veränderung der Knochenmarker im Studienverlauf

Prozentuale Veränderung der Knochenmarker im 1. Halbjahr (31), im 2. Halbjahr (53) bzw. im Gesamtstudienverlauf (51)										
Gruppe		DOC_31	DOC_53	DOC_51	DBAP_31	DBAP_53	DBAP_51	DCTX_31	DCTX_53	DCTX_51
Drop-Out	Mittelwert	-9,0			-13,9			-11,9		
	N	4			4			4		
	SD	12,7			8,9			17,1		
	Minimum	-18,5			-25,0			-24,8		
	Maximum	8,4			-3,8			12,6		
Galileo	Mittelwert	-3,3	-2	-4,1	-4	-6,4	-6,9	12,6	-2,4	6,7
	N	16	16	16	16	16	16	15	15	15
	SD	11,3	13,1	12,8	18,8	17,0	25,9	35,3	32,5	44,5
	Minimum	-24,7	-25,4	-34,7	-32,7	-32,5	-28,7	-42,4	-60,9	-47,7
	Maximum	12,7	19,3	17,2	49,1	34,6	61,4	86,0	61,5	91,9
Kraft	Mittelwert	5,0	-1,1	3,7	7,2	-1,7	2,5	-9,7	19,9	2,2
	N	17	17	17	17	17	17	16	16	16
	SD	22,5	13,1	25,6	24,3	23,7	23,4	34,7	38,8	37,2
	Minimum	-22,5	-27,8	-25,4	-52,2	-30,4	-26,9	-54,2	-43,3	-55,3
	Maximum	51,1	18,9	55,6	70,5	75,0	68,4	78,7	95,8	96,0
WS	Mittelwert	-4,4	10,9	5,7	1,3	1,3	1,9	-8,0	12,3	2,8
	N	19	19	19	19	19	19	19	19	19
	SD	13,9	14,9	20,2	14,1	14,5	15,2	32,7	32,6	42,6
	Minimum	-25,0	-31,9	-32,1	-16,9	-25,7	-24,7	-49,1	-30,5	-49,1
	Maximum	21,2	36,5	55,8	27,8	32,6	32,5	63,6	126,8	84,2
Insgesamt	Mittelwert	-1,6	3,6	2,0	1,5	-2,0	-6	-3,1	10,3	3,8
	N	56	52	52	56	52	52	54	50	50
	SD	16,6	14,6	20,4	19,1	18,6	21,7	33,9	35,2	40,8
	Minimum	-25,0	-31,9	-34,7	-52,2	-32,5	-28,7	-54,2	-60,9	-55,3
	Maximum	51,1	36,5	55,8	70,5	75,0	68,4	86,0	126,8	96,0

In der Galileo-Trainingsgruppe konnte sowohl im ersten Halbjahr als auch im Gesamtverlauf eine prozentuale Abnahme des Osteocalcins (- 3,3 %, - 4,1 %) festgestellt werden. In der Kraft-Trainingsgruppe kam es zu einem leichten prozentualen Anstieg des Osteocalcins im ersten Halbjahr und im Gesamtstudienverlauf (+ 5 %, + 3,7 %). Die WS-Gymnastikgruppe zeigte hinsichtlich der Veränderungen des Osteocalcins im ersten Halbjahr noch eine geringe Abnahme (- 4,4 %), erreichte aber durch einen deutlichen Anstieg im zweiten Halbjahr für den Gesamtstudienverlauf eine Zunahme von 5,7 Prozent. Die knochenspezifische alkalische Phosphatase stieg in der Kraft-Trainingsgruppe vor allem im ersten Halbjahr (+ 7,2 %). In der WS-Gymnastikgruppe stiegen die Werte geringfügig (+1 bis 2 %). In der Galileo-Trainingsgruppe kam es vor allem im zweiten Halbjahr zu einer prozentualen Abnahme der BAP (- 6,4 %). Die CTx nahmen in der Kraft-Trainingsgruppe und WS-Gymnastikgruppe im ersten Halbjahr (- 9,7 % Prozent, - 8 %) ab, während der Vorher-Nachher-Vergleich zum Studienende relativ unveränderte Werte ergab. In der Galileo-Trainingsgruppe lag der prozentuale Anstieg der CTx im ersten Halbjahr bei 12,6 Prozent und ging im zweiten Halbjahr annähernd auf den Ausgangswert zurück.

Der Vergleich der Mittelwerte der Knochenmarker in den verschiedenen Gruppen und ihre prozentuale Veränderung im Studienverlauf ergab folgende Gegenüberstellung (Abbildung 60 bis 62):

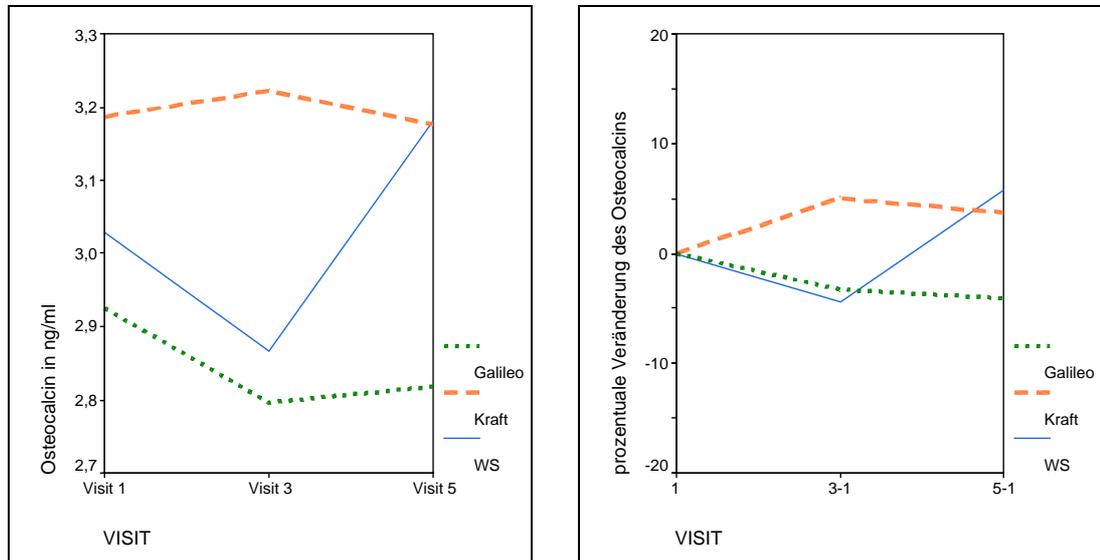


Abbildung 60: Mittelwerte des Osteocalcins und der prozentualen Veränderungen im Studienverlauf

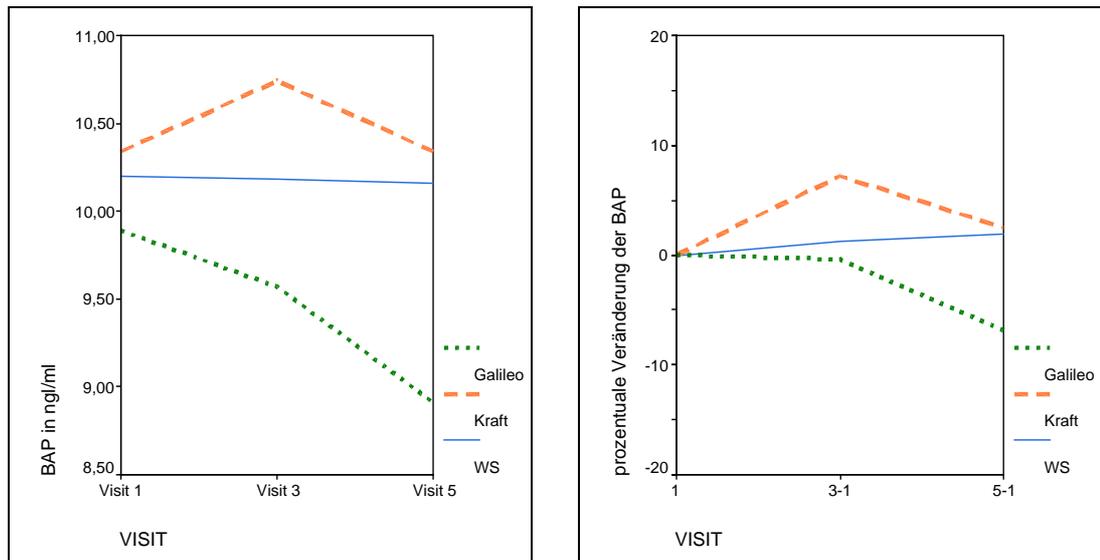
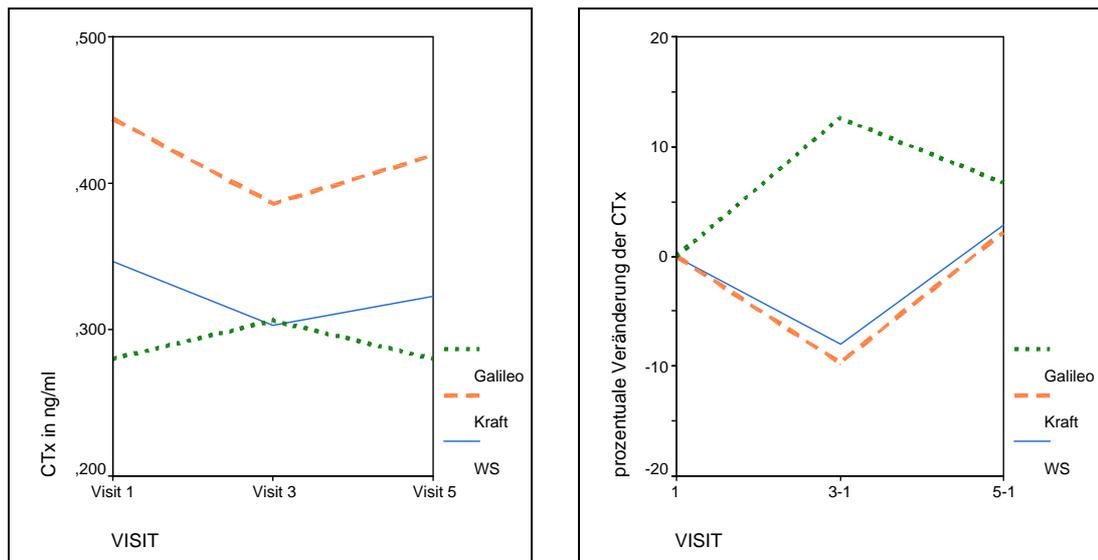


Abbildung 61: Mittelwerte der BAP und der prozentualen Veränderungen im Studienverlauf

**Abbildung 62:**

Mittelwerte der CTx und der prozentualen Veränderungen im Studienverlauf

Die obigen Abbildungen zeigen den tendenziellen Abfall des Osteocalcins und der BAP sowie einen leichten Anstieg der CTx in der Galileo-Trainingsgruppe. In der Kraft-Trainingsgruppe lag sowohl das Osteocalcin als auch die BAP zu Studienbeginn auf einem etwas höheren Ausgangsniveau. Beide Werte stiegen zu Beginn der Studie leicht an und sanken im weiteren Studienverlauf geringfügig, während die CTx, die ebenfalls gegenüber den anderen Gruppen etwas erhöht waren, nach einem anfänglichen Rückgang in der zweiten Studienhälfte leicht unterhalb des Ausgangswerts blieben. In der WS-Gymnastikgruppe kam es in der zweiten Studienhälfte zu einem leichten Anstieg des Osteocalcins und der CTx, die beide zu Studienbeginn etwas zurückgegangen waren. Die BAP stieg in dieser Gruppe geringfügig im Studienverlauf an.

Die Aussagefähigkeit dieser prozentualen Veränderungen wird durch die starke Streuung der Ergebnisse, die eine Abnahme von minus 60 Prozent bis zu einer Verbesserung von 126 Prozent umfassten, beeinträchtigt.

3.7.4 Veränderungen der Muskelkraft

3.7.4.1 Veränderungen des Einwiederholungsmaximums

Veränderungen des Einwiederholungsmaximums der Beine

Das Einwiederholungsmaximum der Beine wurde halbjährlich getestet und ergab für die drei Trainingsgruppen einen deutlichen Anstieg der Kraftwerte:

Tabelle 18:

Einwiederholungsmaximum der Beine (WDHMAXB) im Studienverlauf

Mittelwerte des 1-RM der Beine zur Eingangs- (1), Halbjahres- (3) und Abschluss-Untersuchung (5) in kg				
Gruppen		WDHMAXB1	WDHMAXB3	WDHMAXB5
Drop-Out	Mittelwert	26,0	33,8	
	N	13	4	
	Standardabweichung	5,8	9,7	
	Minimum	17,5	20	
	Maximum	36,3	41	
Galileo	Mittelwert	27,8	35,8	42,4
	N	17	17	17
	Standardabweichung	6,2	8,4	9,2
	Minimum	18,8	22,5	30,0
	Maximum	40,0	52,5	66,3
Kraft	Mittelwert	28,7	36,4	42,0
	N	20	20	20
	Standardabweichung	7,7	7,9	8,3
	Minimum	18,8	23,8	30,0
	Maximum	55,0	57,0	65,0
WS	Mittelwert	31,3	34,2	37,5
	N	18	18	18
	Standardabweichung	9,1	10,6	10,4
	Minimum	17,5	15,0	17,5
	Maximum	47,5	52,5	55,0
Insgesamt	Mittelwert	28,7	35,4	40,6
	N	68	59	55
	Standardabweichung	7,5	8,9	9,4
	Minimum	17,5	15,0	17,5
	Maximum	55,0	57,0	66,3

Eine Teilnehmerin der WS-Gymnastikgruppe wurde nicht in der Auswertung der Beinkraft berücksichtigt, da sie bei der ersten Messung Rückenprobleme hatte und so die Nachfolgemessungen nicht vergleichbar mit der Erstmessung waren.

Die Maximalkraft der Beine im 1-RM unterschied sich zwischen den Gruppen zu Beginn nicht signifikant. Im ersten Halbjahr bestand ein deutlicher Unterschied des Kraftzuwachses zwischen der Galileo-Trainingsgruppe und der WS-Gymnastikgruppe ($p < 0,001$) und zwischen der Kraft-Trainingsgruppe und der WS-Gymnastikgruppe ($p = 0,002$). Die Galileo- und Kraft-Trainingsgruppe unterschieden sich dabei nicht wesentlich voneinander. Diese Unterschiede waren auch im Gesamtstudienverlauf zwischen der Galileo-Trainingsgruppe und WS-Gymnastikgruppe ($p < 0,001$) und der Kraft-Trainingsgruppe und WS-Gymnastikgruppe signifikant ($p = 0,001$). Im zweiten Halbjahr unterschieden sich die Veränderungen des 1-RM der Beine zwischen den Gruppen nur noch

gering ($p = 0,127$). Der gleichmäßige Anstieg der Kraftwerte innerhalb der Gruppen über den gesamten Untersuchungszeitraum wird in der Darstellung über Box-Plots deutlich:

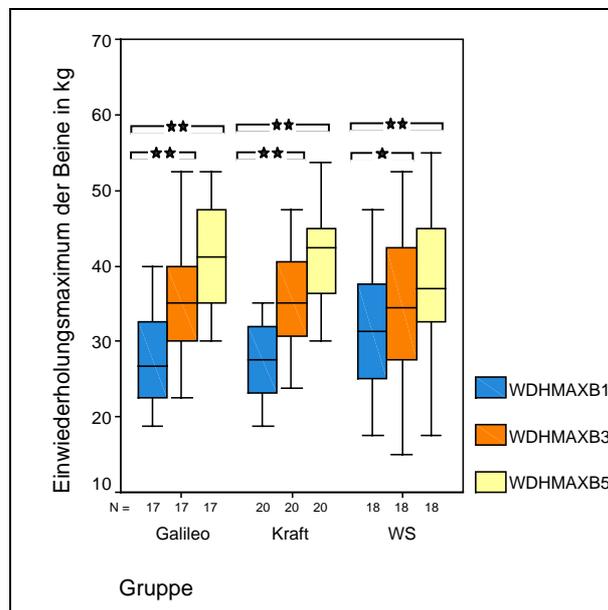


Abbildung 63:
Veränderungen des 1-RM der Beine im Studienverlauf

Die Veränderungen innerhalb der Gruppen, die über den t-Test für gepaarte Stichproben geprüft wurden, ergaben für alle Gruppen deutliche Verbesserungen:

Tabelle 19:
Signifikanz der Veränderungen des 1-RM der Beine innerhalb der Gruppen

Signifikante Veränderungen	V 1-3	V 3-5	V 1-5
Galileo Beine	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,001$
Kraft Beine	$p < 0,001$	$p = 0,001$	$p = 0,001$
WS Beine	$p = 0,018$	$p < 0,001$	$p < 0,001$

Veränderungen des Einwiederholungsmaximums der Arme

Die Maximalkraft der Arme wurde ebenfalls halbjährlich über das 1-RM erfasst und ergab zu den drei Messzeitpunkten folgende Mittelwerte:

Tabelle 20:

Einwiederholungsmaximum der Arme (WDHMAXA) im Studienverlauf

Mittelwerte des 1-RM der Arme zur Eingangs- (1), Halbjahres- (3) und Abschluss-Untersuchung (5) in kg				
Gruppe		WDHMAXA1	WDHMAXA3	WDHMAXA5
Drop-Out	Mittelwert	12,1	13,8	
	N	13	4	
	Standardabweichung	3,4	5,7	
	Minimum	5,00	6,25	
	Maximum	17,5	20,0	
Galileo	Mittelwert	13,1	14,7	15,2
	N	15	15	15
	Standardabweichung	3,5	4,0	4,2
	Minimum	6,3	7,5	7,5
	Maximum	18,8	20,0	21,3
Kraft	Mittelwert	14,2	16,2	17,5
	N	18	18	18
	Standardabweichung	3,7	3,5	4,4
	Minimum	6,3	10,0	7,5
	Maximum	21,3	23,3	25,0
WS	Mittelwert	14,9	14,7	15,2
	N	18	18	18
	Standardabweichung	3,7	3,6	4,1
	Minimum	5,0	5,0	3,8
	Maximum	20,0	18,8	21,3
Insgesamt	Mittelwert	13,7	15,1	16,0
	N	64	55	51
	Standardabweichung	3,7	3,8	4,3
	Minimum	5,0	5,0	3,8
	Maximum	21,3	23,3	25,0

Es mussten zwei Teilnehmerinnen der Galileo-Trainingsgruppe aus der Auswertung genommen werden, da sie aufgrund von Schulterproblemen kein Training mit der Galileohantel und keine Maximalkrafttestung durchführen konnten. In der Kraft-Trainingsgruppe wurden zwei Teilnehmerinnen nicht in der Auswertung berücksichtigt, da bei ihnen aufgrund einer Unterarm- bzw. Oberarmfraktur kein Maximalkrafttest durchgeführt werden konnte, der vergleichbar mit der Erstmessung gewesen wäre. Eine Teilnehmerin der WS-Gymnastikgruppe litt zum Zeitpunkt der Abschluss-Untersuchung an Schulterbeschwerden, so dass ebenfalls kein Maximalkrafttest durchgeführt wurde.

Die Anfangswerte des 1-RM der Arme waren zwischen den Gruppen vergleichbar. Die Veränderungen der Armkraft unterschieden sich zwischen der Galileo-Trainingsgruppe und WS-Gymnastikgruppe signifikant sowohl im ersten Halbjahr ($p = 0,008$) als auch im Gesamttrainingsjahr ($p = 0,030$). Der Gewinn in der

Kraft-Trainingsgruppe war gegenüber der WS-Gymnastikgruppe sowohl im ersten Halbjahr ($p < 0,001$) als auch im Gesamttrainingsjahr ($p < 0,001$) signifikant höher. Die Kraft- und Galileo-Trainingsgruppe zeigten keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich ihrer Veränderungen. Im zweiten Studienhalbjahr (3-5) waren die Veränderungen zwischen den Gruppen nicht mehr signifikant verschieden.

Die Darstellung über die Box-Plots zeigt den Anstieg der Armkraft in der Galileo-Trainingsgruppe vor allem im ersten Halbjahr, einen deutlichen Anstieg der Armkraft in der Kraft-Trainingsgruppe im ersten und im zweiten Trainingshalbjahr und eine geringe Veränderung der Armkraft in der WS-Gymnastikgruppe.

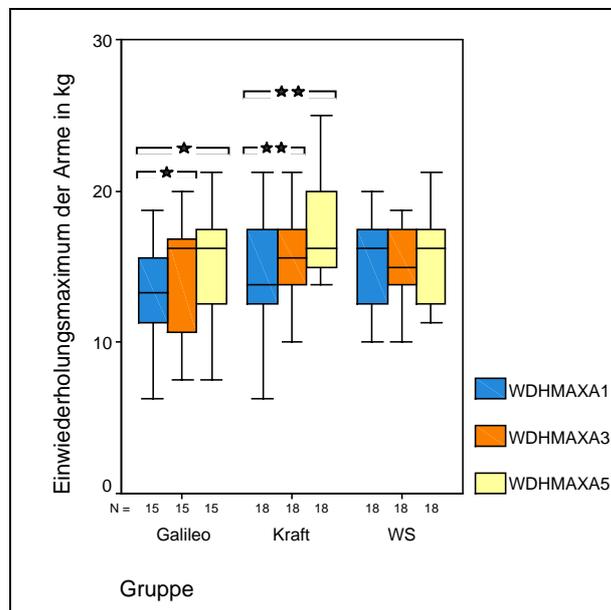


Abbildung 64:
Veränderungen des 1-RM der Arme im Studienverlauf

Die Überprüfung der Veränderungen des 1-RM der Arme innerhalb der Gruppen ergab im t-Test für gepaarte Stichproben nur für die Kraft- und Galileo-Trainingsgruppe signifikante Verbesserungen sowohl im ersten Halbjahr wie auch im Gesamtstudienverlauf (Tabelle 21). Im zweiten Halbjahr konnte nur noch die Kraft-Trainingsgruppe signifikante Steigerungen erreichen.

Tabelle 21:

Signifikanz der Veränderungen des 1-RM der Arme innerhalb der Gruppen

Signifikante Veränderungen	V 1-3	V 3-5	V 1-5
Galileo Arme	p = 0,003	n.s.	p = 0,003
Kraft Arme	p < 0,001	p = 0,002	p < 0,001
WS Arme	n.s.	n.s.	n.s.

3.7.4.2 Veränderungen des isometrischen Drehmoments

Veränderungen des isometrischen Drehmoments der Beine

Das isometrische Drehmoment der Beine wurde halbjährlich ausgewertet und ergab nachfolgende Veränderungen:

Tabelle 22:

Isometrisches Drehmoment der Beine (MAXNMBB) im Studienverlauf

Gruppe		Maximales isometrisches Drehmoment		
		MAXNMBB1	MAXNMBB3	MAXNMBB5
Drop-Out	Mittelwert	241,6	277,0	
	N	13	4	
	Standardabweichung	34,0	51,2	
	Minimum	187	228	
	Maximum	324	349	
Galileo	Mittelwert	250,8	284,9	280,4
	N	17	17	17
	Standardabweichung	43,2	40,1	43,4
	Minimum	171	211	183
	Maximum	305	357	327
Kraft	Mittelwert	273,6	307,9	312,5
	N	19	19	19
	Standardabweichung	50,9	56,7	53,5
	Minimum	164	196	188
	Maximum	362	417	432
WS	Mittelwert	230,7	257,7	267,9
	N	18	18	18
	Standardabweichung	63,6	71,7	66,0
	Minimum	139	145	172
	Maximum	353	391	409
Insgesamt	Mittelwert	250,1	283,4	287,5
	N	67	58	54
	Standardabweichung	51,9	59,6	57,5
	Minimum	139	145	172
	Maximum	362	417	432

Bei den Auswertungen des isometrischen Drehmoments der Beine wurde eine Teilnehmerin aus der WS-Gymnastikgruppe und eine Teilnehmerin der Kraft-Trainingsgruppe nicht berücksichtigt, da im ersten Fall die Kraftsteigerung unverhältnismäßig hoch war, so dass davon ausgegangen werden muss, dass in der Eingangs-Untersuchung kein tatsächlicher Maximalwert erreicht worden war. Im zweiten Fall waren die Folgemessungen beschwerdebedingt nicht vergleichbar mit der Erstmessung.

Bei der Eingangs-Untersuchung bestand kein signifikanter Gruppenunterschied ($p = 0,071$). Die Veränderungen des isometrischen Drehmoments der Beine unterschieden sich zwischen den Gruppen weder im ersten Halbjahr noch im Gesamtstudienverlauf wesentlich.

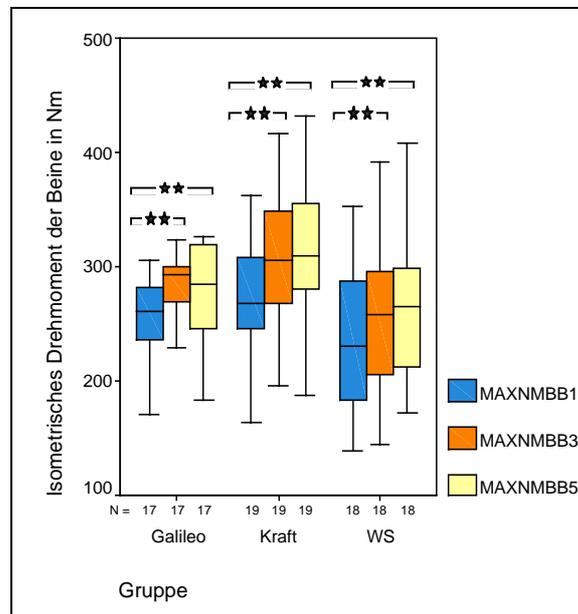


Abbildung 65:

Veränderungen des isometrischen Drehmoments der Beine im Studienverlauf

Die Veränderungen innerhalb der Gruppen wurden über den t-Test geprüft und ergaben in allen Gruppen deutliche Kraftsteigerungen (Tabelle 23). Die Teilnehmerinnen der Galileo-Trainingsgruppe erreichten signifikante Verbesserungen des isometrischen Drehmoments der Beine im ersten Halbjahr sowie im Gesamttrainingsjahr, während im zweiten Halbjahr kein größerer Kraftzuwachs mehr erreicht werden konnte. Die Kraft-Trainingsgruppe erreichte bei den Beinen ebenfalls im ersten Halbjahr und im Gesamttrainingsjahr signifikante Verbesserungen des isometrischen Drehmoments der Beine. In der WS-Gymnastikgruppe erfolgten signifikante Verbesserungen der Beinkraft sowohl im ersten wie auch im zweiten Halbjahr. Allerdings lagen die Mittelwerte deutlich unter den Werten der anderen beiden Gruppen.

Tabelle 23:

Signifikanz der Veränderungen des isometrischen Drehmoments der Beine innerhalb der Gruppen

Signifikante Veränderungen	V 1-3	V 3-5	V 1-5
Galileo Beine	p < 0,001	n.s	p < 0,001
Kraft Beine	p < 0,001	n.s.	p < 0,001
WS Beine	p = 0,001	p = 0,018	p < 0,001

Veränderungen des isometrischen Drehmoments der Arme

Das isometrische Drehmoment der Arme wurde halbjährlich ausgewertet.

Tabelle 24:

Isometrisches Drehmoment der Arme (MAXNMAB) im Studienverlauf

		Maximales Drehmoment Arme		
		MAXNMAB 1	MAXNMAB 3	MAXNMAB 5
Drop-Out	Mittelwert	64,8	67,8	
	N	13	4	
	Standardabweichung	7,8	12,4	
	Minimum	49	51	
	Maximum	73	79	
Galileo	Mittelwert	71,4	70,7	72,2
	N	15	15	15
	Standardabweichung	12,3	11,2	11,9
	Minimum	48	49	52
	Maximum	88	84	87
Kraft	Mittelwert	71,2	77,1	76,5
	N	18	18	18
	Standardabweichung	8,3	11,0	11,3
	Minimum	52	57	56
	Maximum	84	108	104
WS	Mittelwert	70,6	70,9	72,3
	N	18	18	18
	Standardabweichung	12,3	11,6	12,3
	Minimum	43	46	49
	Maximum	90	91	92
Insgesamt	Mittelwert	69,8	72,6	73,7
	N	64	55	51
	Standardabweichung	10,5	11,5	11,8
	Minimum	43	46	49
	Maximum	90	108	104

Die Werte des isometrischen Drehmoments konnten bei den gleichen Probandinnen erhoben werden wie das 1-RM der Arme. Es gab zu keinem Messzeit-

punkt signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen. Auch die Veränderungen zeigten keinen Gruppenunterschied.

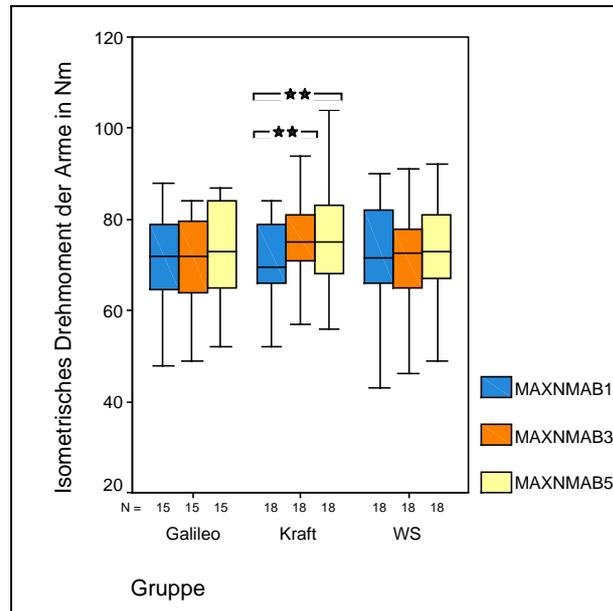


Abbildung 66:

Veränderungen des isometrischen Drehmoments der Arme im Studienverlauf

Die Veränderungen innerhalb der Gruppen, die über den t-Test für gepaarte Stichproben geprüft wurden, führten nur in der Kraft-Trainingsgruppe zu signifikanten Unterschieden im ersten Halbjahr und im Gesamtstudienverlauf, während die Verbesserungen im zweiten Halbjahr in keiner Gruppe signifikant waren:

Tabelle 25:

Signifikanz der Veränderungen des isometrischen Drehmoments der Arme innerhalb der Gruppen

Signifikante Veränderungen	V 1-3	V 3-5	V 1-5
Galileo Arme	n.s.	n.s.	n.s.
Kraft Arme	p = 0,002	n.s.	p = 0,006
WS Arme	n.s.	n.s.	n.s.

3.7.4.3 Veränderungen der Haltekraft

Die Haltekraft wurde halbjährlich gemessen und ergab keine wesentlichen Veränderungen der Mittelwerte in den Gruppen.

Tabelle 26:
Haltekraft im Studienverlauf

Mittelwerte der Haltekraft zur Eingangs- (V1), Halbjahres- (V3) und Abschluss-Untersuchung (V5) in Sekunden				
Gruppe		V1	V3	V5
Drop-Out	Mittelwert	42,7	57,2	
	N	13	4	
	Standardabweichung	19,9	8,6	
	Minimum	20,5	46,8	
	Maximum	74,1	66,8	
Galileo	Mittelwert	42,8	43,9	42,0
	N	15	15	15
	Standardabweichung	21,6	25,0	17,8
	Minimum	16,0	14,7	17,3
	Maximum	86,9	88,5	76,0
Kraft	Mittelwert	57,7	56,4	53,1
	N	19	19	19
	Standardabweichung	25,6	22,3	19,0
	Minimum	16,1	23,4	23,1
	Maximum	99,0	100,0	99,0
WS	Mittelwert	39,8	40,1	39,4
	N	17	17	17
	Standardabweichung	19,3	17,5	15,9
	Minimum	18,6	17,8	20,2
	Maximum	70,5	79,6	76,6
Insgesamt	Mittelwert	46,4	48,0	45,3
	N	64	55	51
	Standardabweichung	22,8	21,9	18,4
	Minimum	16,0	14,7	17,3
	Maximum	99,0	100,0	99,0

Zwei Frauen der Galileo-Trainingsgruppe, eine Teilnehmerin der Kraft-Trainingsgruppe und eine Frau aus der WS-Gymnastikgruppe wurden wegen Schulterbeschwerden zu einem der Testzeitpunkte nicht in die Auswertung aufgenommen. Eine weitere Teilnehmerin der WS-Gymnastikgruppe konnte nicht in der Auswertung berücksichtigt werden, weil sie bereits bei der ersten Messung die maximal möglichen 100 Sekunden überschritten hatte.

Die Darstellung über Box-Plots zeigt die geringen Schwankungen der Haltekraft zum Ausgangswert.

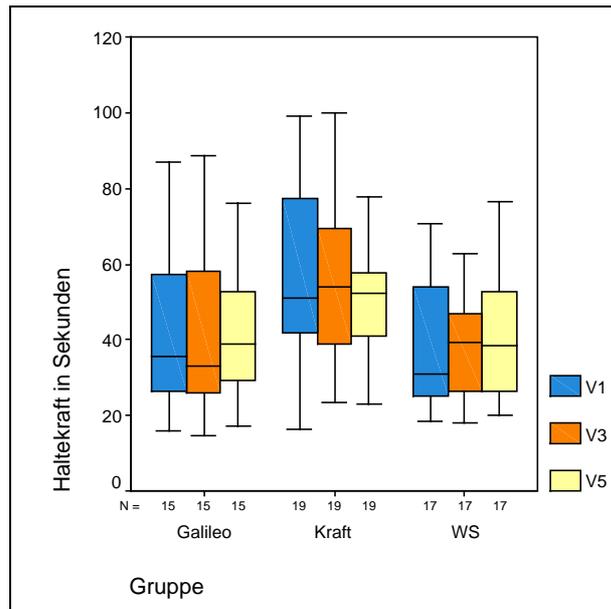


Abbildung 67:
Veränderungen der Haltekraft im Studienverlauf

Es ergaben sich zu keinem Messzeitpunkt signifikante Gruppenunterschiede. Auch die Veränderungen im Studienverlauf unterschieden sich weder zwischen den Gruppen noch innerhalb der Gruppen.

3.7.4.4 Veränderungen der Handkraft

Die halbjährliche Auswertung der Handkraft ergab keine großen Veränderungen der Mittelwerte zu den verschiedenen Messzeitpunkten:

Tabelle 27:
Handkraft im Studienverlauf

Mittelwerte der Handkraft zur Eingangs- (V1), Halbjahres- (V3) und Abschluss-Untersuchung (V5) in Nm				
Gruppe		V1	V3	V5
Drop-Out	Mittelwert	32,9	34,8	
	N	13	4	
	Standardabweichung	4,6	5,9	
Galileo	Mittelwert	34,8	35,1	33,3
	N	15	15	15
	Standardabweichung	5,4	6,0	4,6
Kraft	Mittelwert	34,9	35,3	34,8
	N	19	19	19
	Standardabweichung	4,5	5,6	4,9
WS	Mittelwert	33,1	33,8	33,6
	N	18	18	18
	Standardabweichung	4,1	4,4	4,4
Insgesamt	Mittelwert	34,0	34,7	34,0
	N	65	56	52
	Standardabweichung	4,6	5,3	4,6

In der Auswertung wurden die beiden Teilnehmerinnen der Galileo-Trainingsgruppe ausgeschlossen, die im Studienverlauf das Training mit der Galileohantel beenden mussten. Außerdem fehlt jeweils eine Teilnehmerin der WS-Gymnastikgruppe sowie der Kraft-Trainingsgruppe, bei denen die Werte nicht komplett erhoben werden konnten. Es ergaben sich zu keinem Messzeitpunkt und auch hinsichtlich der Veränderungen keine signifikanten Gruppen-Unterschiede.

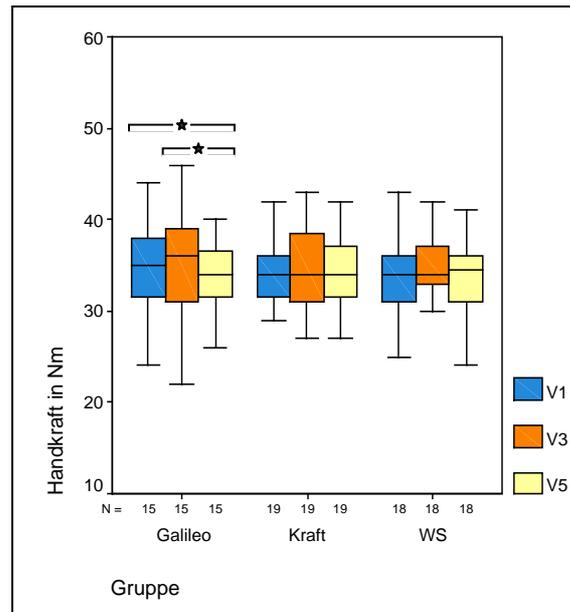


Abbildung 68:
Veränderungen der Handkraft im Studienverlauf

Die Überprüfung der Veränderungen innerhalb der Gruppen ergab eine signifikante Verschlechterung der Handkraft in der Galileo-Trainingsgruppe im zweiten Halbjahr ($p = 0,041$), die auch für das Gesamtjahr zu einer signifikanten Abnahme führte ($p = 0,044$).

Die Ergebnisse der verschiedenen Krafttests zeigen, dass das konventionelle Krafttraining und das Galileo-Krafttraining zu einem deutlicheren Kraftzuwachs führen als eine Wirbelsäulengymnastik. Es traten über den ganzen Studienzeitraum signifikante Unterschiede in der Kraftsteigerung zwischen den beiden intensiven Trainingsformen und der Wirbelsäulengymnastik auf. Die Teilnehmerinnen der Galileo-Trainingsgruppe erreichten vor allem im ersten Halbjahr Verbesserungen, während sich die Frauen in der Kraft-Trainingsgruppe auch im zweiten Halbjahr noch deutlich steigern konnten. Die Frauen in der WS-Gymnastikgruppe erreichten in erster Linie eine Verbesserung der Beinkraft, während die Maximalkraft der Arme kaum beeinflusst wurde. Diese Ergebnisse konnten vor allem im Einwiederholungsmaximum und beim isometrischen Drehmoment gefunden werden. Die isometrische Testung deckte aber die signifikanten Gruppenunterschiede nicht auf. Die Haltekraft- und Handkraft-Tests konnten keine Bestätigung für neuromuskuläre Anpassungen erbringen.

3.7.5 Veränderungen der Muskelfläche

Die Veränderung des Muskelquerschnitts wurde halbjährlich über die Messung die Gesamtquerschnittsfläche am Unterschenkel erfasst und ergab im Mittelwert für keine Gruppe größere Veränderungen in der Gesamtquerschnittsfläche bzw. in der Muskelfläche:

Tabelle 28:
Gesamtquerschnittsfläche im Studienverlauf

Gesamtquerschnittsfläche (GEFL) zur Eingangs- (1), Halbjahres- (3) und Abschluss-Untersuchung (5) in mm²				
Gruppe		GEFL1	GEFL3	GEFL5
Drop-Out	Mittelwert	6387,3	7274,0	
	N	12	3	
	Standardabweichung	875,7	1412,4	
Galileo	Mittelwert	6409,4	6426,4	6422,9
	N	16	16	16
	Standardabweichung	789,6	778,1	807,5
Kraft	Mittelwert	6932,6	6894,1	6887,8
	N	18	18	18
	Standardabweichung	943,9	774,4	872,1
WS	Mittelwert	6925,6	6964,1	6990,8
	N	15	15	15
	Standardabweichung	751,3	872,0	871,2
Insgesamt	Mittelwert	6686,4	6792,3	6767,5
	N	61	52	49
	Standardabweichung	866,9	856,1	868,9

Tabelle 29:
Muskelfläche im Studienverlauf

Muskelfläche (MUFL) zur Eingangs- (1), Halbjahres- (3) und Abschluss-Untersuchung (5) in mm ²				
Gruppe		MUFL1	MUFL3	MUFL5
Drop-Out	Mittelwert	5793,9	6675,4	
	N	12	3	
	Standardabweichung	860,2	1382,9	
Galileo	Mittelwert	5779,3	5799,3	5794,6
	N	16	16	16
	Standardabweichung	779,5	757,3	787,7
Kraft	Mittelwert	6293,8	6254,0	6249,7
	N	18	18	18
	Standardabweichung	876,4	714,3	811,1
WS	Mittelwert	6264,9	6303,7	6344,1
	N	15	15	15
	Standardabweichung	713,1	822,9	811,0
Insgesamt	Mittelwert	6053,4	6152,7	6130,0
	N	61	52	49
	Standardabweichung	828,2	815,6	822,2

Die Messungen wurden bei 16 Frauen der Galileo-Trainingsgruppe, 18 Frauen der Kraft-Trainingsgruppe und 15 Frauen der WS-Gymnastikgruppe durchgeführt. Falls der Umfang des Unterschenkels zu groß oder der Unterschenkel nicht gerade genug war, war keine Messung möglich. Die nachfolgenden Abbildungen zeigen eine geringe Schwankung der Messergebnisse im Studienverlauf.

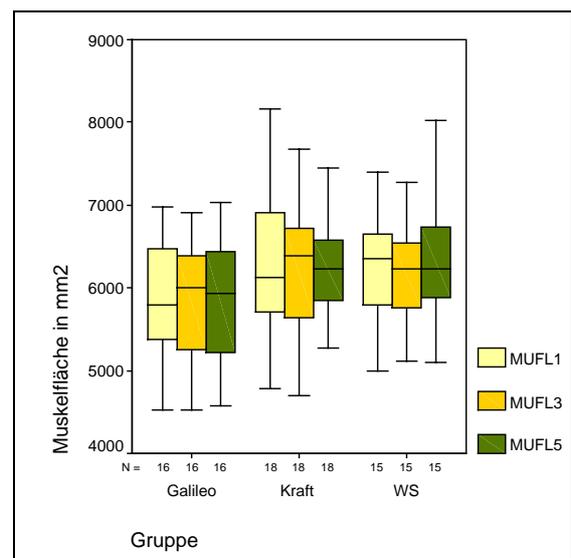
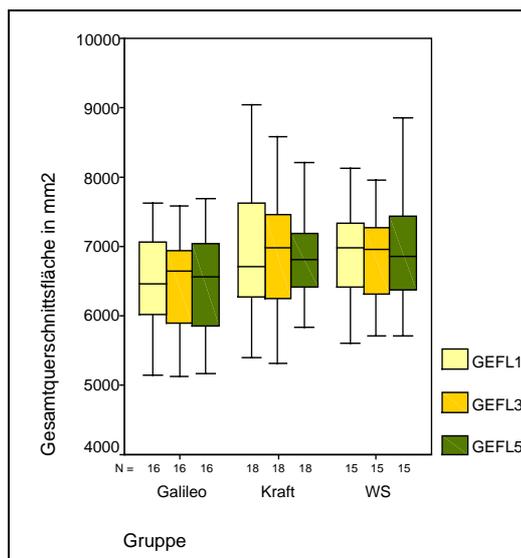


Abbildung 69:
Veränderungen der Gesamtquerschnitts- und Muskelfläche im Studienverlauf

Für die gemessenen Parameter bestand zu keinem Messzeitpunkt ein signifikanter Gruppenunterschied. Auch die Veränderungen zwischen den Gruppen im Studienverlauf waren unterhalb des Signifikanzniveaus. Innerhalb der Gruppen wurde keine größere Veränderung der Gesamtquerschnittsfläche oder der Muskelfläche festgestellt.

3.7.6 Veränderungen in ergometrischen Parametern

3.7.6.1 Veränderung der Leistungsfähigkeit

Die dynamische Leistungsfähigkeit wurde zu Beginn und am Ende der Studie über eine ausbelastende Fahrradergometrie erfasst und ergab einen Anstieg in allen drei Gruppen, der besonders deutlich in der Kraft-Trainingsgruppe und WS-Gymnastikgruppe ausfiel.

Tabelle 30:

Leistungsparameter in der Ergometrie zu Studienbeginn

Maximale Herzfrequenz, maximale Leistung, relative Leistung und maximale Laktatkonzentration zu Studienbeginn					
Gruppe		max. Hf in 1/min	max. Leistung in Watt	rel. Leistung in Watt/kg	max. Laktat in mmol/l
Drop-Out	Mittelwert	168,6	133,1	2,1	7,7
	N	13	13	13	13
	Standardabweichung	11,3	24,6	,4	1,9
	Minimum	151,0	100,0	1,6	4,9
	Maximum	188,0	175,0	2,6	11,8
Galileo	Mittelwert	168,1	135,8	2,1	7,5
	N	17	17	17	17
	Standardabweichung	7,9	18,5	,4	1,5
	Minimum	147,0	103,0	1,4	5,3
	Maximum	178,0	163,0	2,9	11,2
Kraft	Mittelwert	166,2	142,7	2,1	7,5
	N	20	20	20	15
	Standardabweichung	10,4	30,1	,3	1,3
	Minimum	149,0	100,0	1,6	5,8
	Maximum	186,0	213,0	2,8	10,1
WS	Mittelwert	159,9	130,1	1,9	6,8
	N	17	17	17	17
	Standardabweichung	12,6	22,5	,3	1,5
	Minimum	134,0	100,0	1,4	4,6
	Maximum	180,0	184,0	2,5	10,7
Insgesamt	Mittelwert	165,5	135,9	2,0	7,3
	N	67	67	67	62
	Standardabweichung	10,9	24,5	,4	1,6
	Minimum	134,0	100,0	1,4	4,6
	Maximum	188,0	213,0	2,9	11,8

Zwei Teilnehmerinnen der WS-Gymnastikgruppe wurden nicht ausgewertet, da bei ihnen in der Abschluss-Untersuchung Auffälligkeiten im EKG auftraten, die zu einem vorzeitigen Belastungsabbruch führten.

Die Überprüfung der Werte zu Studienbeginn ergab keine wesentlichen Unterschiede. Die Veränderungen im Studienverlauf zeigten einen signifikanten Gruppenunterschied im Anstieg des Laktats zwischen der Kraft-Trainingsgruppe und der WS-Gymnastikgruppe ($p = 0,043$). Allerdings fehlen hier aufgrund technischer Probleme fünf Anfangswerte in der Kraft-Trainingsgruppe sowie ein Abschlusswert in der WS-Gymnastikgruppe.

Tabelle 31:

Leistungparameter in der Ergometrie zum Studienende

Maximale Herzfrequenz, maximale Leistung, relative Leistung und maximale Laktatkonzentration zur Abschluss-Untersuchung					
Gruppe		max. Hf in 1/min	max. Leistung in Watt	rel. Leistung in Watt/kg	max. Laktat in mmol/l
Galileo	Mittelwert	168,6	138,7	2,2	7,8
	N	17	17	17	17
	Standardabweichung	10,4	15,3	,4	1,6
	Minimum	138,0	113,0	1,5	5,9
	Maximum	183,0	163,0	2,9	11,2
Kraft	Mittelwert	166,5	151,6	2,3	7,2
	N	20	20	20	20
	Standardabweichung	12,2	30,4	,3	1,9
	Minimum	146,0	104,0	1,8	4,9
	Maximum	195,0	225,0	3,0	11,9
WS	Mittelwert	163,4	137,3	2,0	7,5
	N	17	17	17	16
	Standardabweichung	12,2	26,6	,4	1,2
	Minimum	140,0	100,0	1,4	5,3
	Maximum	185,0	178,0	2,7	10,8
Insgesamt	Mittelwert	166,2	143,0	2,2	7,5
	N	54	54	54	53
	Standardabweichung	11,6	25,7	,4	1,6
	Minimum	138,0	100,0	1,4	4,9
	Maximum	195,0	225,0	3,0	11,9

Der Vergleich der Anfangs- und Abschlusswerte in Box-Plots zeigt die unterschiedlichen Veränderungen:

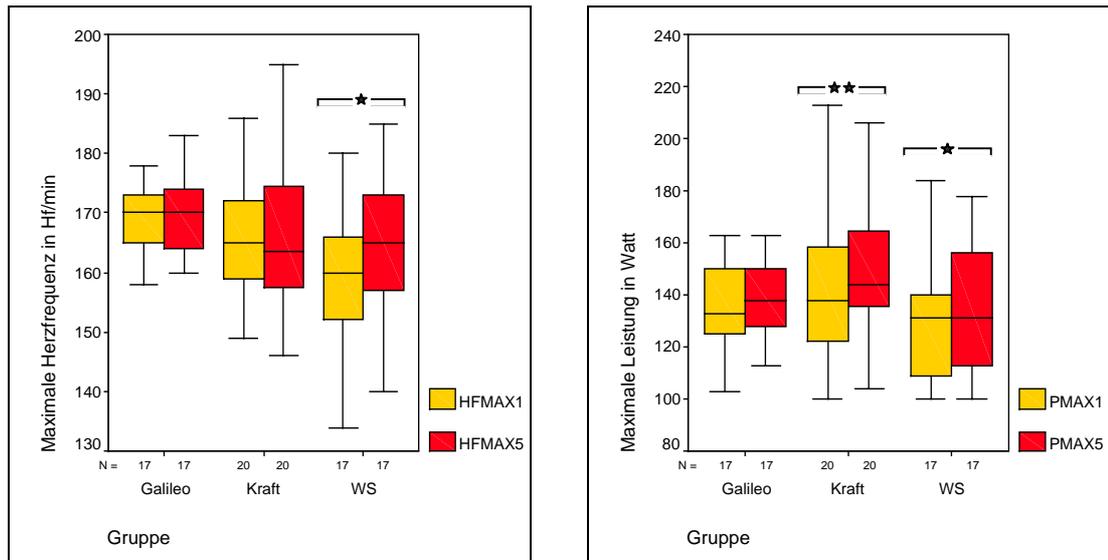


Abbildung 70: Veränderungen der maximalen Herzfrequenz und der maximalen Leistung im Vorher-Nachher-Vergleich

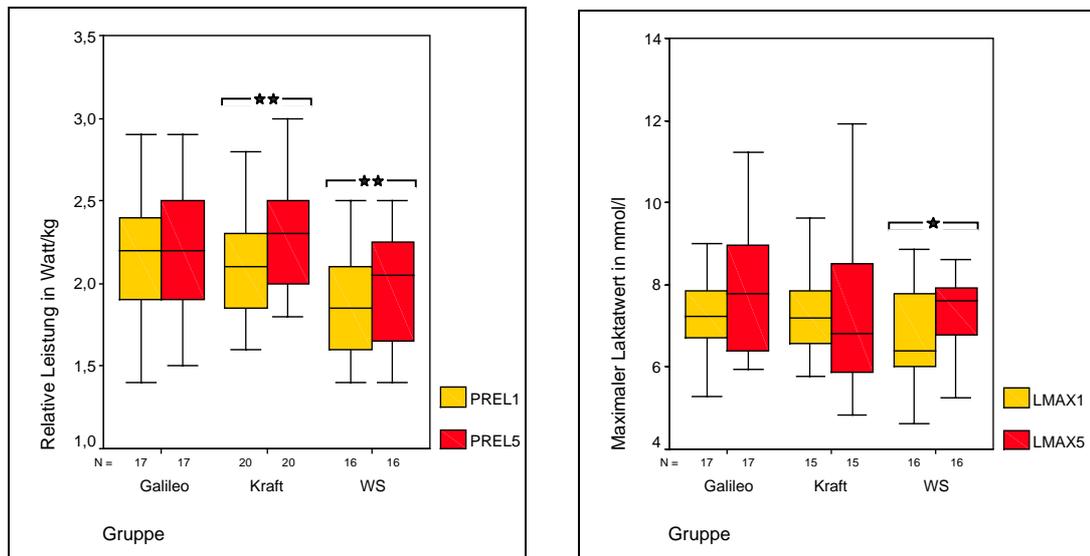


Abbildung 71: Veränderungen der relativen Leistung und des maximalen Laktatanstiegs im Vorher-Nachher-Vergleich

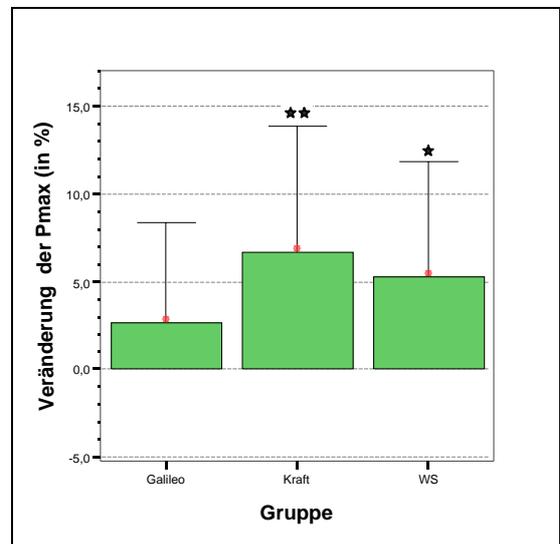
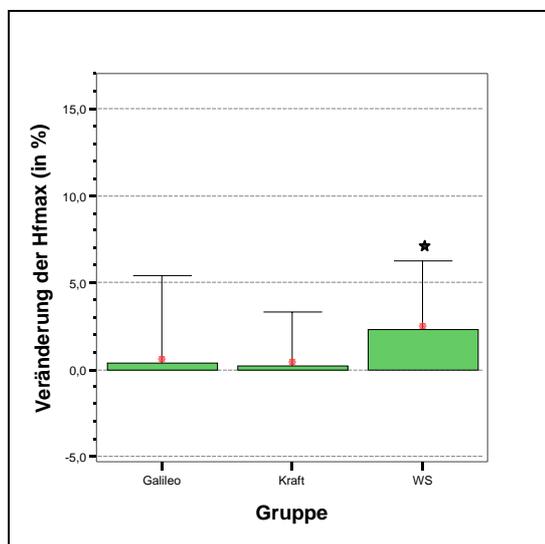
In der Galileo-Trainingsgruppe kam es zu keinen wesentlichen Veränderungen. Die Kraft-Trainingsgruppe erreichte signifikante Verbesserungen in der maximalen und relativen Leistung. Die WS-Gymnastikgruppe zeigte eine signifikante Veränderung der durchschnittlichen maximalen Herzfrequenz, der maximalen Leistung, der relativen Leistung und des maximalen Laktatanstiegs:

Tabelle 32:

Signifikanz der Veränderungen in der Ergometrie innerhalb der Gruppen

Signifikante Veränderungen	Max Hf.	Max. Leistung	Rel. Leistung	Max. Laktat
Galileo	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Kraft	n.s.	p = 0,001	p < 0,001	n.s.
WS	p = 0,025	p = 0,006	p = 0,001	p = 0,006

Die Darstellung der prozentualen Veränderungen der gemessenen Parameter in der Fahrradergometrie verdeutlicht die unterschiedlichen Ergebnisse in den Gruppen.

**Abbildung 72:**

Prozentuale Veränderungen der maximalen Herzfrequenz und der maximalen Leistung

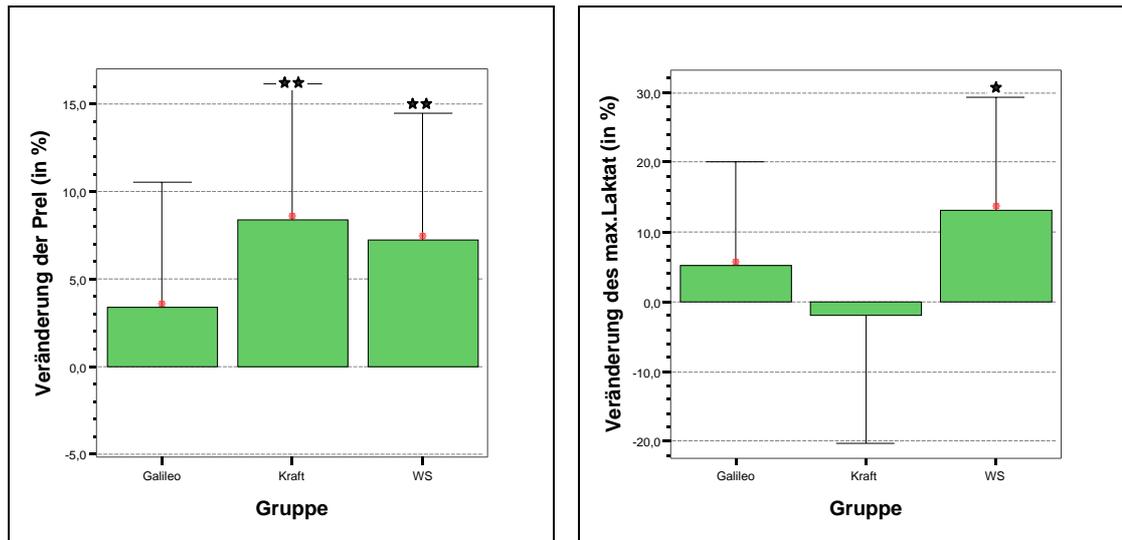


Abbildung 73:
Prozentuale Veränderungen der relativen Leistung und des maximalen Laktatanstiegs

3.7.6.2 Vergleich der Leistungs- und Laktatentwicklung

Vergleicht man die durchschnittliche Leistungs- und Laktatentwicklung zu Beginn und am Ende der Studie im gepaarten Vergleich, der bei 17 Teilnehmerinnen der Galileo-Trainingsgruppe, 15 Teilnehmerinnen der Kraft-Trainingsgruppe und 16 Frauen der WS-Gymnastikgruppe erhoben werden konnte, zeigt sich folgender Zusammenhang. In der WS-Gymnastikgruppe kam es bei gesteigerter maximaler Leistung und maximaler Herzfrequenz zu einem signifikanten Laktatanstieg im Vergleich zur Eingangs-Untersuchung, während in der Kraft-Trainingsgruppe in der Abschluss-Untersuchung bei gesteigerter Leistung weniger Laktat als in der Eingangs-Untersuchung entwickelt wurde:

Tabelle 33:
Zusammenhang zwischen Leistungs- und Laktatentwicklung im gepaarten Vergleich

Signifikante Veränderungen	Max Hf.	Max. Leistung	Max. Laktat
Galileo	n.s.	n.s.	n.s.
Kraft	n.s.	p = 0,014	n.s.
WS	p = 0,044	p = 0,011	p = 0,006

Es zeigte sich, dass die muskuläre Leistungsfähigkeit vor allem in der Kraft-Trainingsgruppe und WS-Gymnastikgruppe zunahm. Allerdings darf nicht übersehen werden, dass die meisten Teilnehmerinnen in der Galileo-Trainingsgruppe zu Studienbeginn eine etwas höhere Leistungsfähigkeit be-

sonders in der relativen Leistung aufwiesen als die Frauen in der WS-Gymnastikgruppe.

3.7.7 Veränderungen von Stoffwechselfparametern

Im Rahmen der allgemeinen Kontrolle der Blutparameter wurden die Veränderungen des Gesamtcholesterins und das Verhältnis LDL/HDL sowie die Veränderungen der Calcium- und anorganischen Phosphat-Konzentration im Serum zwischen der Eingangs- und Abschluss-Untersuchung verglichen.

3.7.7.1 Veränderung von Gesamtcholesterin, HDL und LDL

Die Mittelwerte der Fettstoffwechselfparameter unterschieden sich zu Beginn der Studie nicht und ergaben im Studienverlauf keine wesentlichen Veränderungen und Unterschiede zwischen den Gruppen:

Tabelle 34:

Gesamtcholesterin und LDL/HDL-Verhältnis im Studienverlauf

Gesamtcholesteringehalt und Verhältnis LDL/HDL zur Eingangs- (1) und Abschluss-Untersuchung (5)					
Gruppe		Cholesterin 1 in mg/dl	Cholesterin 5 in mg/dl	LDL/HDL 1	LDL/HDL 5
Drop-Out	Mittelwert	239,9		2,2	
	N	13		13	
	Standardabweichung	42,4		,9	
Galileo	Mittelwert	256,3	256,9	2,3	2,6
	N	17	17	17	17
	Standardabweichung	33,2	35,4	1,0	1,0
Kraft	Mittelwert	250,3	241,0	2,1	2,1
	N	20	20	20	20
	Standardabweichung	31,7	33,3	,8	,7
WS	Mittelwert	239,1	239,3	1,9	2,0
	N	19	19	19	19
	Standardabweichung	30,4	35,5	,5	,7
Insgesamt	Mittelwert	246,8	245,2	2,1	2,2
	N	69	56	69	56
	Standardabweichung	34,0	34,9	,8	,8

In der Galileo-Trainingsgruppe kam es zur Verbesserung des LDL/HDL-Verhältnisses, das aber nicht das Signifikanzniveau erreichte ($p = 0,078$).

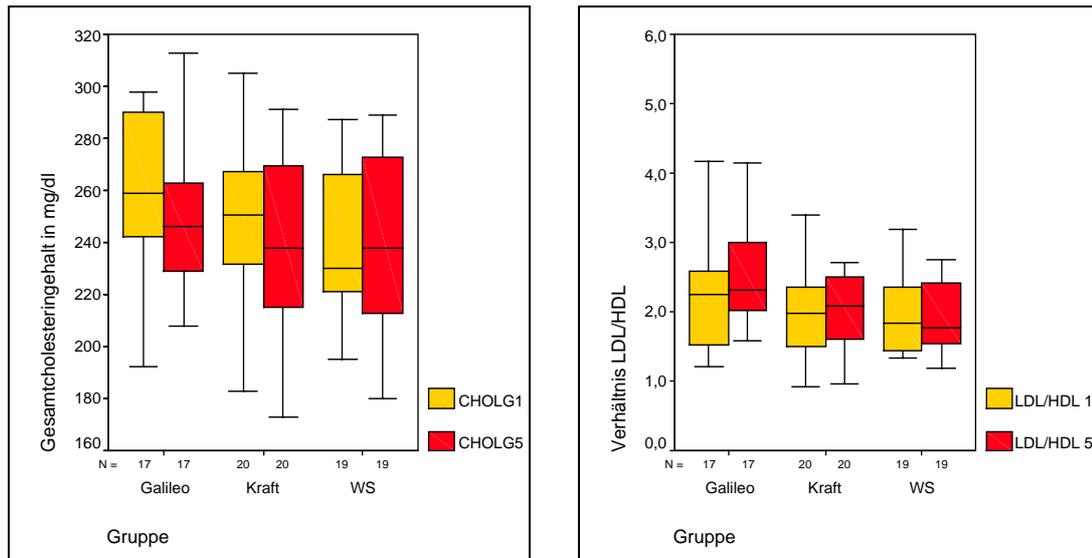


Abbildung 74:
Veränderungen der Fettstoffwechselfparameter im Studienverlauf

3.7.7.2 Veränderungen im Calcium-Phosphat-Haushalt

Im Rahmen der Veränderungen der Knochenstoffwechselfparameter wurde auch die Calcium- und anorganische Phosphat-Konzentration im Serum bestimmt.

Tabelle 35:
Calcium- Phosphat-Haushalt im Studienverlauf

Calcium (CA) - und anorgan. Phosphat (Phos) - Konzentration im Serum zur Eingangs- (1) und Abschluss-Untersuchung (5)					
Gruppe		Calcium1 in mmol/l	Calcium5 in mmol/l	PHOS1 in mg/dl	PHOS5 in mg/dl
Galileo	Mittelwert	2,38	2,38	3,77	4,18
	N	17	17	17	17
	Standardabweichung	,06	,08	,43	,50
Kraft	Mittelwert	2,39	2,36	3,80	3,89
	N	20	20	20	20
	Standardabweichung	,10	,12	,32	,45
WS	Mittelwert	2,30	2,34	3,66	3,94
	N	19	19	19	19
	Standardabweichung	,08	,07	,43	,43
Insgesamt	Mittelwert	2,36	2,36	3,75	4,00
	N	56	56	56	56
	Standardabweichung	,09	,09	,39	,47

Zu Beginn der Studie bestand ein signifikanter Unterschied des Calciumgehaltes im Serum zwischen der WS-Gymnastikgruppe und der Kraft-Trainingsgruppe ($p = 0,007$) bzw. der Galileo-Trainingsgruppe ($p = 0,036$). Die Veränderungen im Studienverlauf unterschieden sich weder zwischen noch in

den Gruppen. Es kam zu einem signifikanten Anstieg des anorganischen Phosphats im Serum in der Galileo-Trainingsgruppe ($p = 0,005$) und der WS-Gymnastikgruppe ($p = 0,034$).

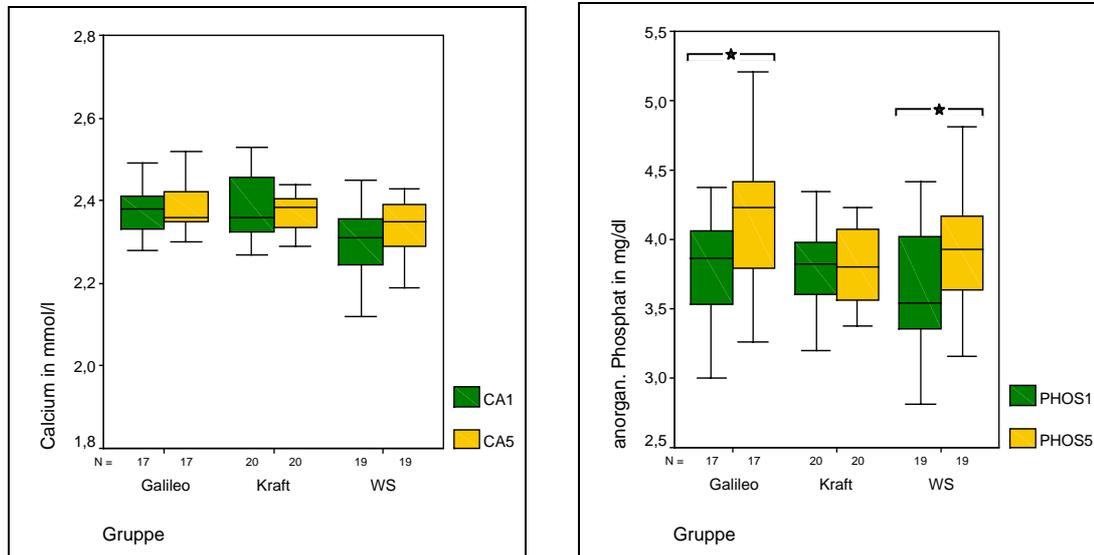


Abbildung 75:
Veränderungen der Calcium- und anorgan. Phosphat-Konzentration im Serum

3.7.8 Veränderungen von Befindlichkeit und Schmerzempfinden

3.7.8.1 Veränderungen im Gruppenvergleich

Die Fragebögen der visuellen Analogskala wurden einmal pro Woche im Rahmen des Trainings erfasst und in der Regel gewissenhaft und vollständig ausgefüllt, so dass lediglich eine Teilnehmerin, die nicht genügend Fragebögen abgegeben hatte, ausgeschlossen werden musste. In der Auswertung konnten so 17 Frauen der Galileo-Trainingsgruppe, 19 Frauen aus der Kraft-Trainingsgruppe und 19 Frauen aus der WS-Gymnastikgruppe berücksichtigt werden.

Die Darstellung der Werte zeigen das Befinden (B), die Rückenschmerzen (R) und die Nackenschmerzen (N) der Trainingswochen 1 bis 3 (1), der Trainingswochen 18 bis 20 (2) und der individuell letzten drei Trainingswochen vor der Abschluss-Untersuchung (3). Ausgewertet wurden die Befindlichkeit und das Schmerzempfinden unmittelbar nach dem Nachtschlaf (fr), direkt vor dem Training (vo) und nach dem Training (na).

Die Veränderungen dieser Parameter werden besser über den Median als über Mittelwerte wiedergegeben, so dass nur eine Darstellung der Ergebnisse über Box-Plots sowie der aufgetretenen signifikanten Veränderungen in Tabellen ohne Mittelwertberechnung und -darstellung erfolgt.

Die Prüfung der Vergleichbarkeit von Befindlichkeit sowie von Rücken- und Nackenschmerzen am Morgen, vor und nach dem Training ergab zu Studienbeginn lediglich für den Parameter „Nackenschmerzen vor dem Training“ zwischen der Kraft-Trainingsgruppe und der WS-Gymnastikgruppe ($p = 0,019$) und zwischen der Kraft- und Galileo-Trainingsgruppe ($p = 0,015$) signifikante Unterschiede. Alle anderen Parameter waren zu Studienbeginn vergleichbar.

Die Prüfung der Veränderungen im Studienverlauf ergaben bei der Befindlichkeit und den Nackenschmerzen keine signifikanten Gruppenunterschiede. Allerdings zeigte die Veränderung der „Rückenschmerzen nach dem Training“ nach einem halben Jahr einen signifikanten Unterschied zwischen der Galileo-Trainings- und WS-Gymnastikgruppe ($p = 0,010$) sowie der Kraft-Trainings- und WS-Gymnastikgruppe ($p = 0,036$). Im Gesamtstudienverlauf kam es zwischen

der Kraft-Trainingsgruppe und WS-Gymnastikgruppe bei den Veränderungen der „Rückenschmerzen vor dem Training“ zu einem signifikanten Gruppenunterschied ($p = 0,011$).

3.7.8.2 Veränderung der Befindlichkeit in den Trainingsgruppen

Die Darstellung der Befindlichkeit über Box-Plots zeigt eine tendenzielle Verbesserung im Studienverlauf in allen drei Gruppen:

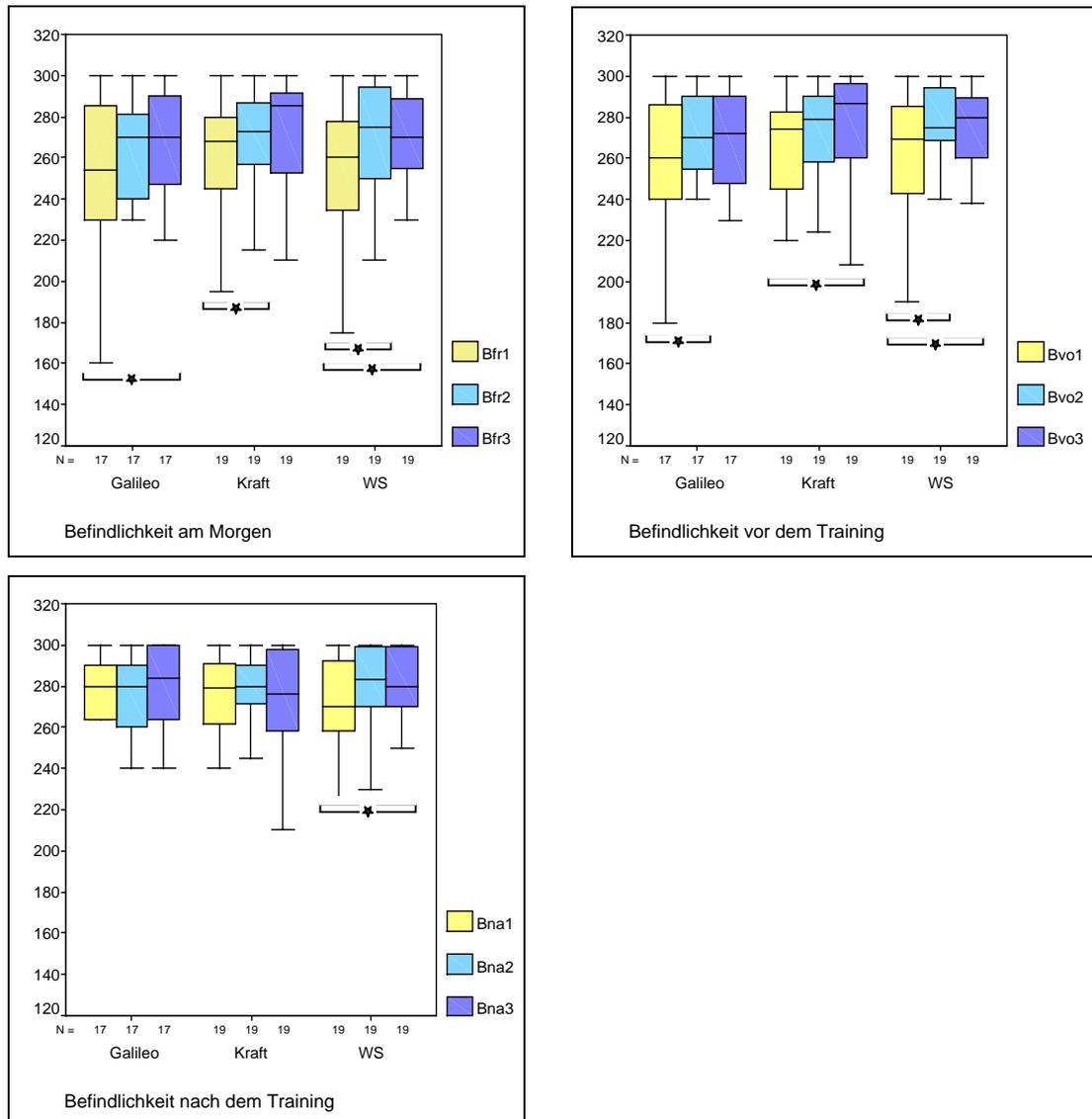


Abbildung 76:

Veränderungen der Befindlichkeit im Studienverlauf (am Morgen, vor und nach dem Training)

In der Galileo-Trainingsgruppe kam es im ersten Halbjahr zu signifikanten Verbesserungen der „Befindlichkeit vor dem Training“ und im Gesamttrainingsjahr zur Verbesserung der „Befindlichkeit am Morgen“. Die Befindlichkeit in der Kraft-Trainingsgruppe war „am Morgen“ im ersten Halbjahr und im Studienver-

lauf „vor dem Training“ signifikant verbessert. In der WS-Gymnastikgruppe kam es zu den deutlichsten Veränderungen. Die „Befindlichkeit am Morgen“ und „vor dem Training“ verbesserte sich sowohl im ersten Halbjahr wie auch im Gesamtverlauf. Die „Befindlichkeit nach dem Training“ war im Vergleich der ersten und letzten drei Trainingswochen signifikant verbessert:

Tabelle 36:

Signifikanz der Veränderungen der Befindlichkeit innerhalb der Gruppen

Signifikanz	Bfr 1-2	Bfr 1-3	Bvo 1-2	Bvo 1-3	Bna 1-2	Bna 1-3
Galileo	n.s.	p = 0,020	p = 0,032	n.s.	n.s.	n.s.
Kraft	p = 0,010	n.s.	n.s.	p = 0,045	n.s.	n.s.
WS	p = 0,011	p = 0,004	p = 0,008	p = 0,023	n.s.	p = 0,017

3.7.8.3 Veränderung der Rückenschmerzen in den Trainingsgruppen

Die Abnahme der Rückenschmerzen zeigte sich in der WS-Gymnastikgruppe am deutlichsten und führte zu einem signifikanten Gruppenunterschied im Vergleich zu den anderen beiden Trainingsgruppen.

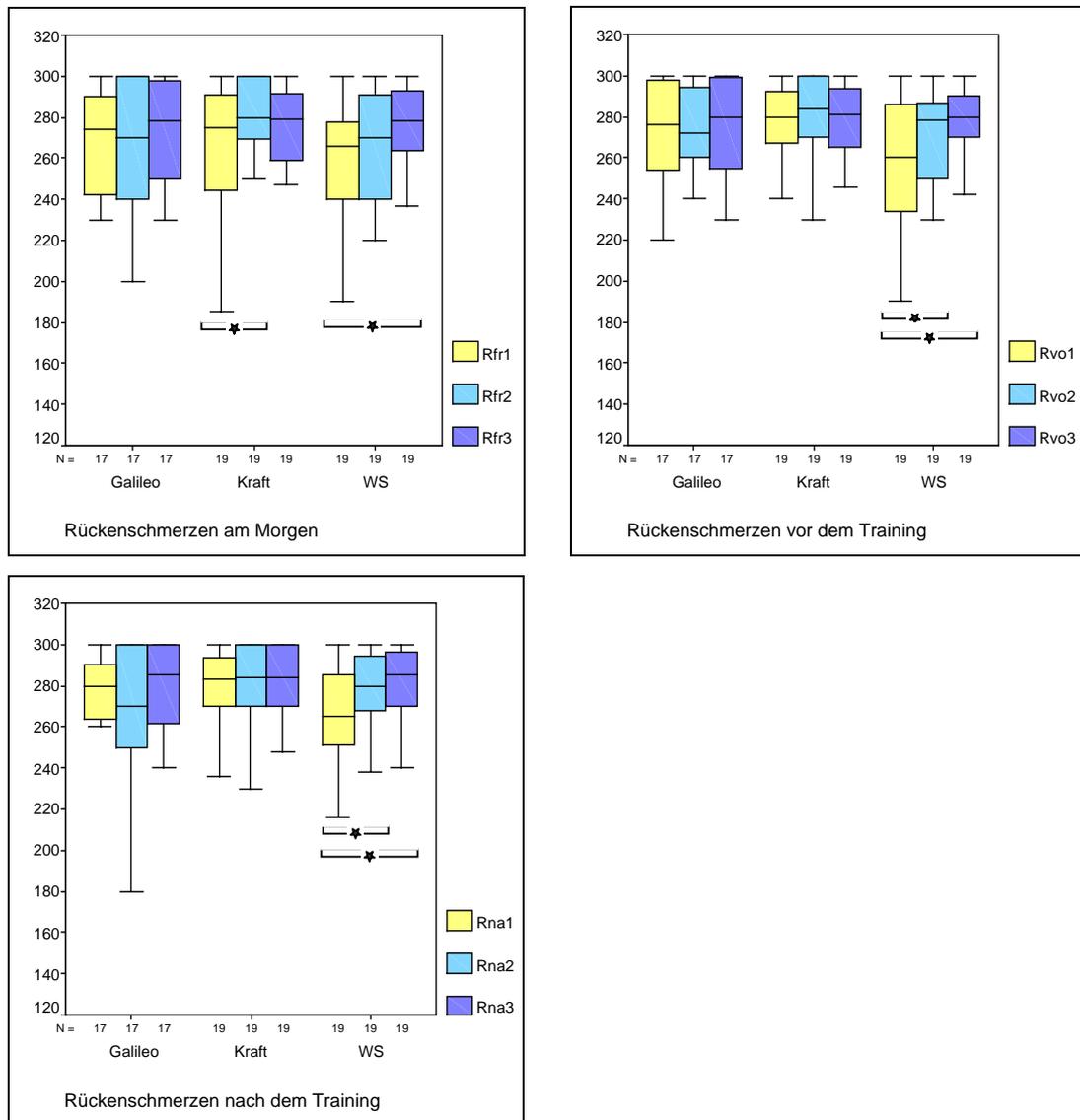


Abbildung 77:

Veränderungen der Rückenschmerzen im Studienverlauf (am Morgen, vor und nach dem Training)

Die Veränderungen der Rückenschmerzen waren innerhalb der Galileo-Trainingsgruppe zu keinem Zeitpunkt signifikant verändert. In der Kraft-Trainingsgruppe hatten sich die „Rückenschmerzen am Morgen“ im ersten Halbjahr signifikant verbessert. Die WS-Gymnastikgruppe zeigte nach einem halben Jahr für die „Rückenschmerzen vor dem Training“ und „nach dem Training“ deutliche Verbesserungen. Der Vergleich der Anfangs- und Endwerte er-

gab in dieser Gruppe für alle Zeitpunkte „am Morgen“, „vor dem Training“ und „nach dem Training“ Verbesserungen, die oberhalb des Signifikanzniveaus lagen:

Tabelle 37:

Signifikanz der Veränderungen der Rückenschmerzen innerhalb der Gruppen

Signifikanz	Rfr 1-2	Rfr 1-3	Rvo 1-2	Rvo 1-3	Rna 1-2	Rna 1-3
Galileo	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Kraft	p = 0,015	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
WS	n.s.	p = 0,023	p = 0,039	p = 0,022	p = 0,017	p = 0,016

3.7.8.4 Veränderung der Nackenschmerzen in den Trainingsgruppen

Die Nackenschmerzen waren zu Beginn der Studie in der Kraft-Trainingsgruppe etwas geringer als in den beiden anderen Gruppen. Die Veränderungen selbst waren zwischen den Gruppen vergleichbar:

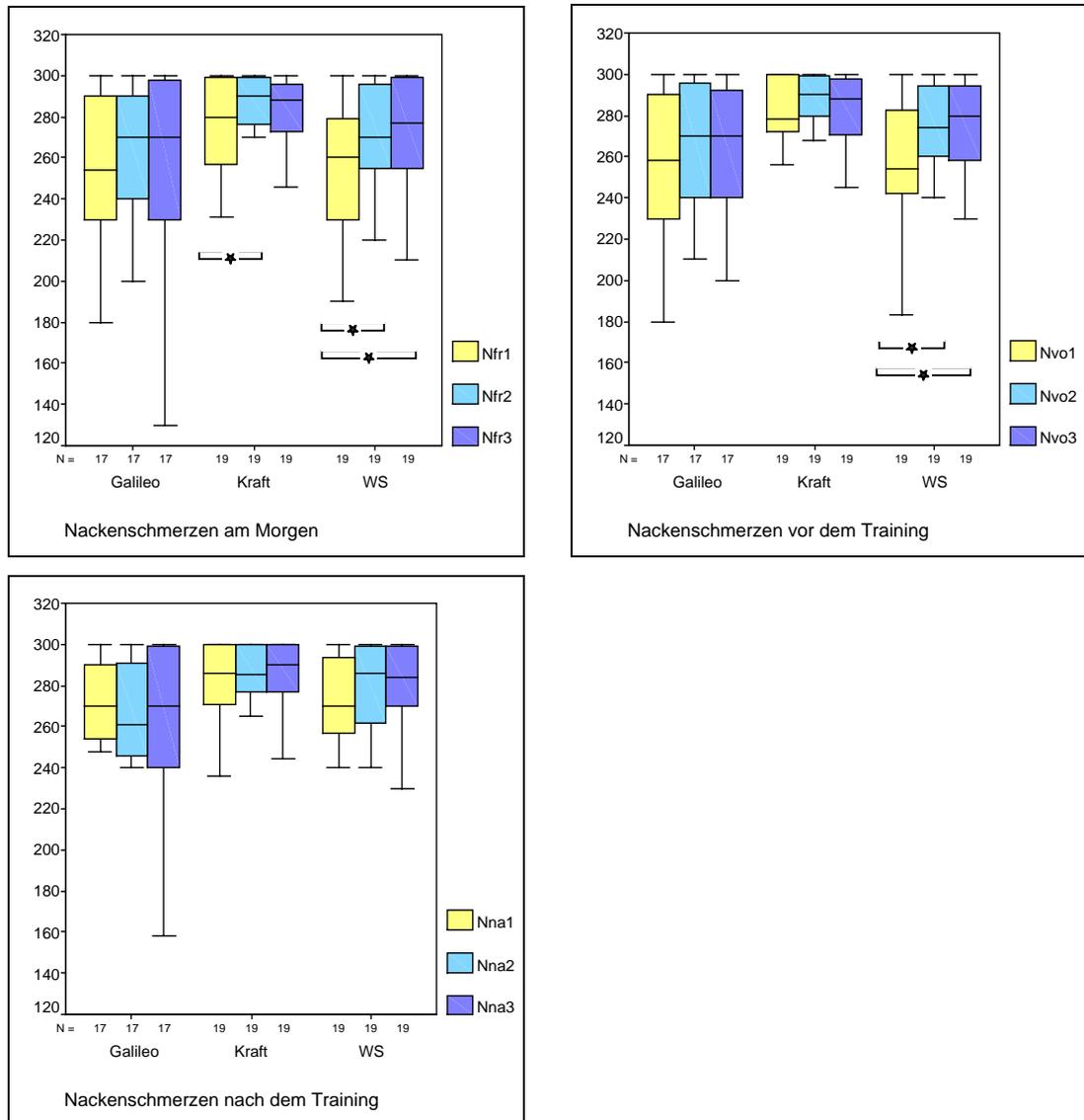


Abbildung 78:

Veränderungen der Nackenschmerzen im Studienverlauf (am Morgen, vor und nach dem Training)

Die Veränderungen der Nackenschmerzen waren in der Galileo-Trainingsgruppe zu keinem Zeitpunkt signifikant. In der Kraft-Trainingsgruppe kam es im ersten Halbjahr zu signifikanten Verbesserungen der „Nackenschmerzen am Morgen“. Die WS-Gymnastikgruppe erreichte bei den „Nackenschmerzen am Morgen“ im ersten Halbjahr und im Gesamttrainingsjahr signifikante Verbesserungen. Die „Nackenschmerzen vor dem Training“ waren auch

nach einem halben Jahr sowie nach einem Jahr deutlich besser. Die „Nackenschmerzen nach dem Training“ veränderten sich nicht wesentlich:

Tabelle 38:

Signifikanz der Veränderungen der Nackenschmerzen innerhalb der Gruppen

Signifikanz	Nfr 1-2	Nfr 1-3	Nvo 1-2	Nvo 1-3	Nna 1-2	Nna 1-3
Galileo	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Kraft	p = 0,030	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
WS	p = 0,024	p = 0,014	p = 0,022	p = 0,019	n.s.	n.s.

Die zusammenfassende Betrachtung zeigt vor allem in der WS-Gymnastikgruppe Verbesserungen der Befindlichkeit sowie der Rücken- und Nackenschmerzen.

3.7.9 Zusammenhänge zwischen den Untersuchungsparametern

Neben der Untersuchung der Veränderungen der verschiedenen Parameter im Studienverlauf und möglicher Gruppenunterschiede ist auch die Überprüfung eventueller Zusammenhänge von großer Bedeutung.

3.7.9.1 Knochenparameter und anthropometrische Daten

Wie die nachfolgenden Streudiagramme zeigen, konnten keine Zusammenhänge zwischen den Knochenparametern und den anthropometrischen Daten in der Gesamtgruppe festgestellt werden. In der Galileo-Trainingsgruppe bestand eine Korrelation zwischen dem Ausgangs-BMD und dem Gewicht ($r = 0,690$).

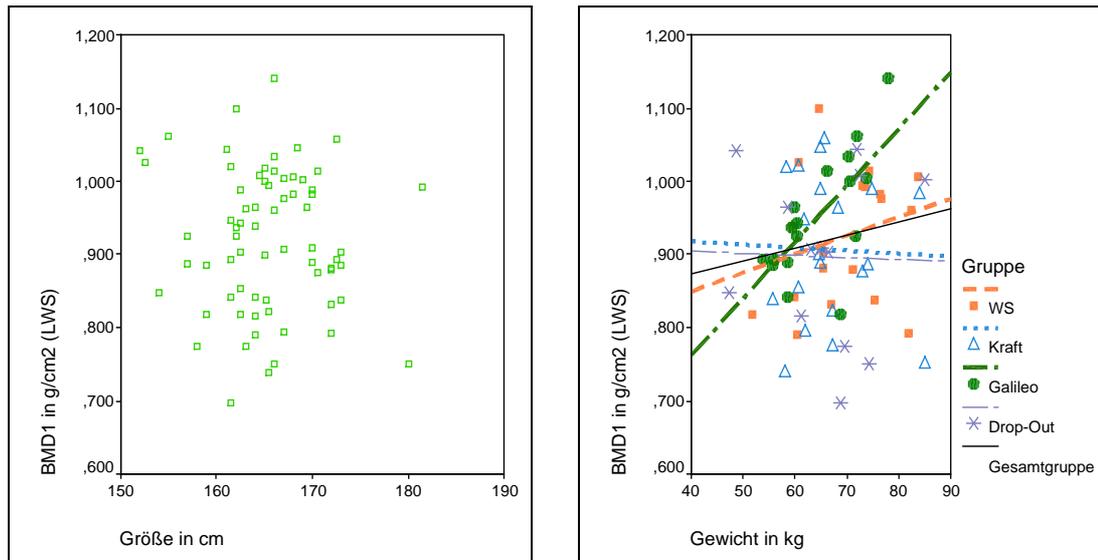


Abbildung 79:
Zusammenhang zwischen dem Ausgangs-BMD und der Größe bzw. dem Gewicht

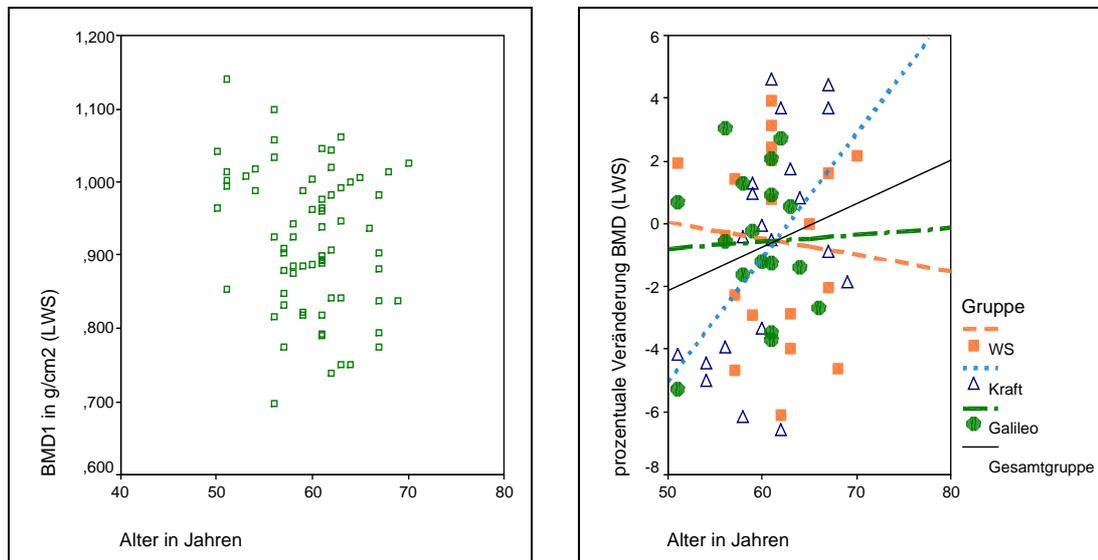


Abbildung 80:
Zusammenhang zwischen dem Alter und dem Ausgangs-BMD bzw. der prozentualen Veränderung des BMD (LWS)

Es zeigte sich kein Zusammenhang zwischen dem Alter und dem Ausgangs-BMD (BMD1) an der Lendenwirbelsäule. Die prozentuale Veränderung der Knochendichte an der LWS korrelierte in der Kraft-Trainingsgruppe mit dem Alter ($r = 0,536$) (Abbildung 80). Am Collum konnten keine Korrelationen mit anthropometrischen Parametern festgestellt werden (ohne Abbildung).

3.7.9.2 Zusammenhänge innerhalb der Knochenparameter

Zwischen dem Ausgangswert des BMD oder BMC und den prozentualen Veränderungen im Studienverlauf bestand weder an der LWS noch am Collum Zusammenhänge.

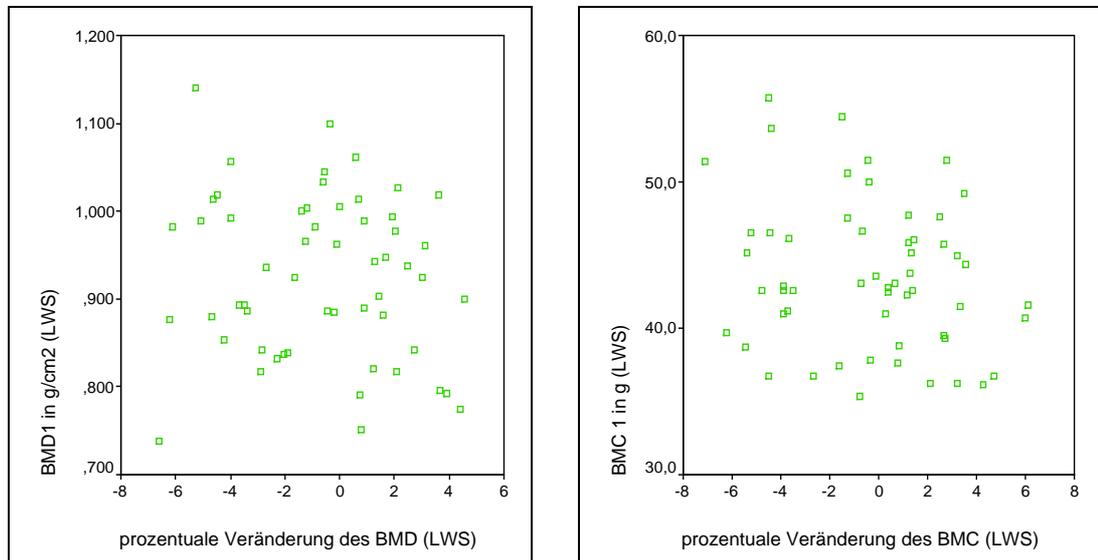


Abbildung 81:

Zusammenhang zwischen den Ausgangswerten und den prozentualen Veränderungen der Knochenparameter an der LWS

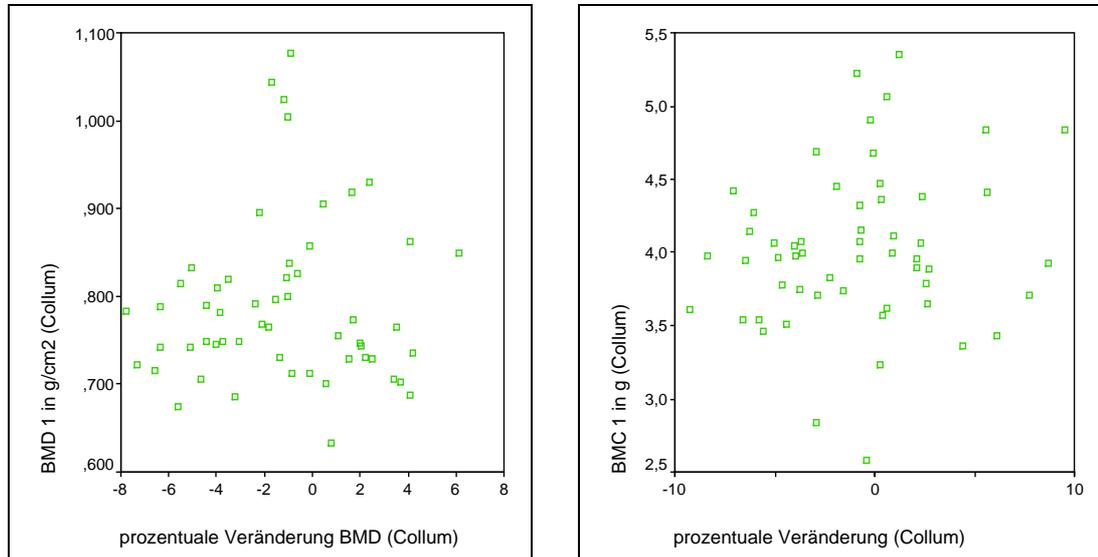


Abbildung 82:

Zusammenhang zwischen den Ausgangswerten und den prozentualen Veränderungen der Knochenparameter am Collum

Zwischen den prozentualen Veränderungen an der Lendenwirbelsäule und dem Oberschenkelhals bestand weder für den BMD noch für den BMC ein wesentlicher Zusammenhang:

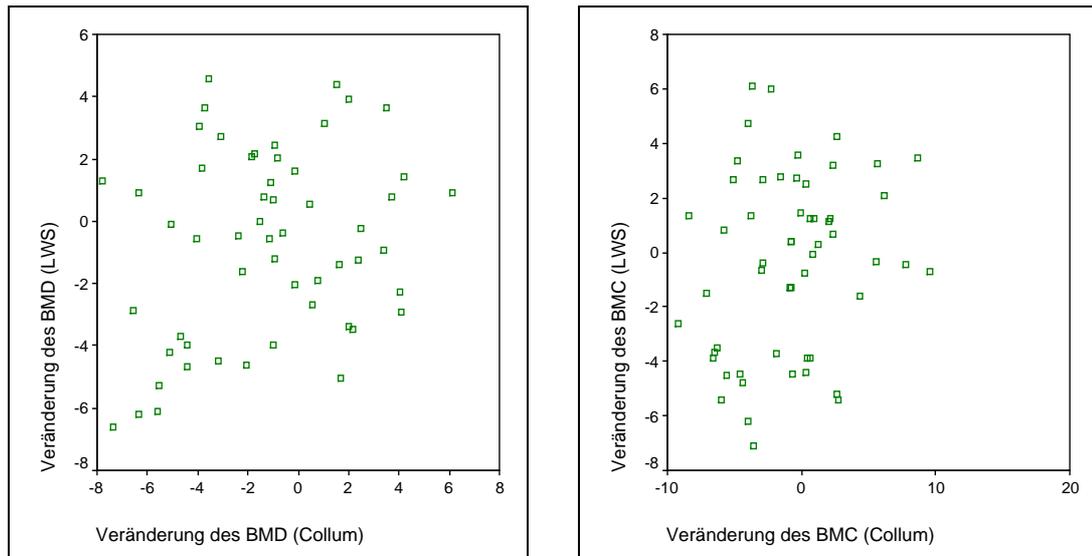


Abbildung 83: Zusammenhang zwischen den prozentualen Veränderungen an der LWS und am Collum

3.7.9.3 Korrelationen zwischen den Knochenmarkern und den Knochenmassen

Es bestand eine leichte negative Korrelation zwischen der Knochendichte an der LWS und den CTx-Werten zu Beginn der Studie in der Gesamtgruppe ($r = -0,404$) und in der Kraft-Trainingsgruppe ($r = -0,509$).

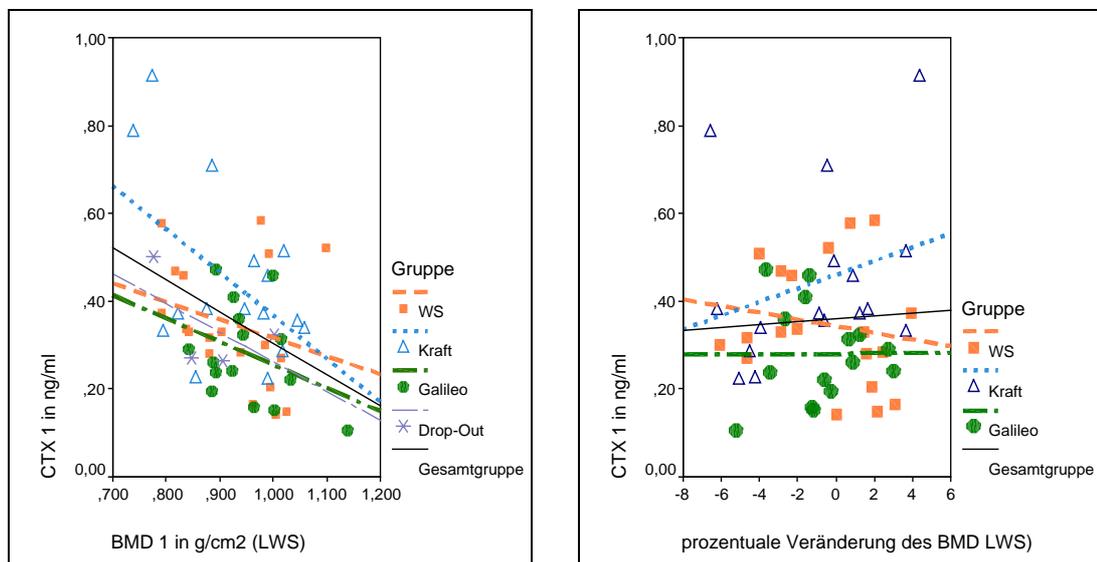


Abbildung 84: Zusammenhang zwischen den Ausgangswerten der CTx und des BMD an der LWS und dem Ausgangswert der CTx und der prozentualen Veränderung des BMD an der LWS

Die prozentuale Veränderung des Osteocalcins und die prozentuale Veränderung der Knochendichte an der LWS korrelierten für die Gesamtgruppe sowohl nach einem halben Jahr ($r = -0,486$) als auch im Gesamtzeitraum ($r = -0,520$) gering. Die Überprüfung der drei Trainingsgruppen zeigte, dass diese Zusam-

menhänge lediglich in der Kraft-Trainingsgruppe und WS-Gymnastikgruppe sowohl im ersten Halbjahr ($r = -0,546$ bzw. $r = -0,564$) als auch im Gesamtstudienverlauf ($r = -0,630$ bzw. $r = -0,622$) vorhanden waren. In der Kraft-Trainingsgruppe bestand auch ein negativer Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung der Knochendichte an der LWS und der Veränderung der CTx im Gesamtstudienverlauf ($r = -0,564$).

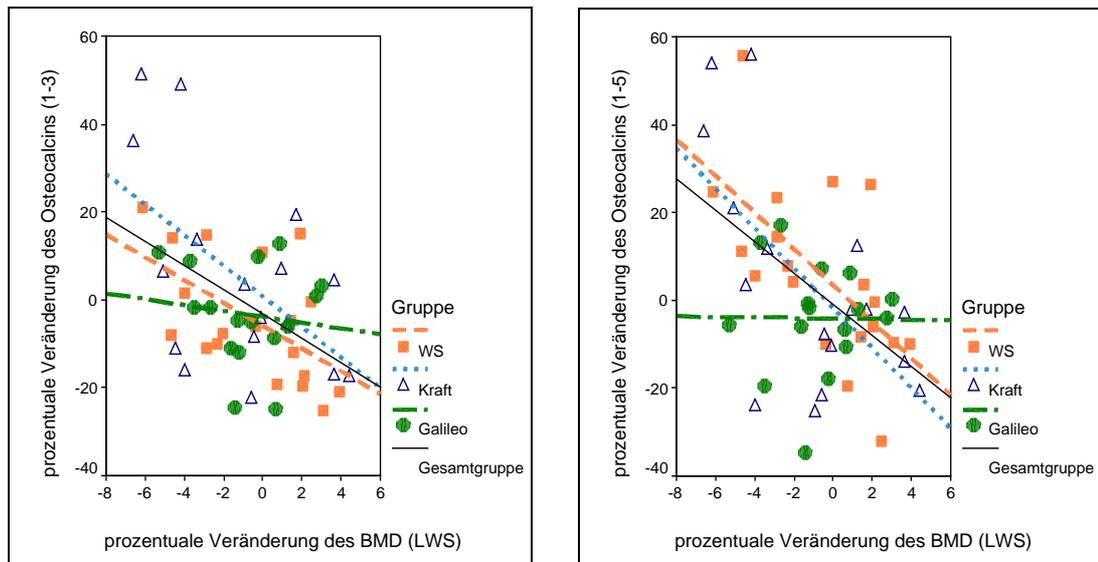


Abbildung 85:

Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung des Osteocalcins zur Halbjahres-Untersuchung (1-3) und zur Jahres-Untersuchung (1-5) und der prozentualen Veränderung des BMD (LWS) im Gruppenvergleich

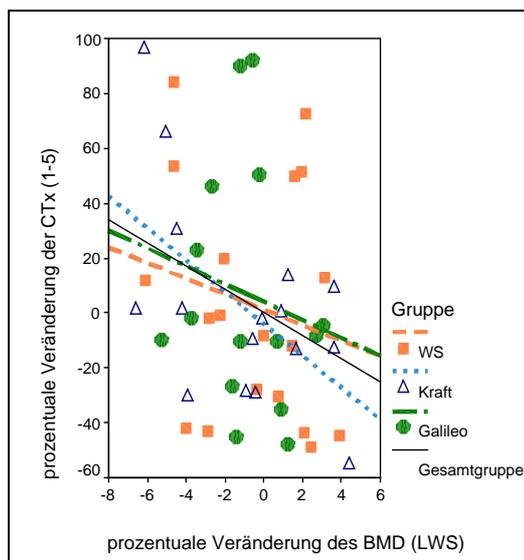


Abbildung 86:

Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung der CTx und des BMD an der LWS im Studienverlauf

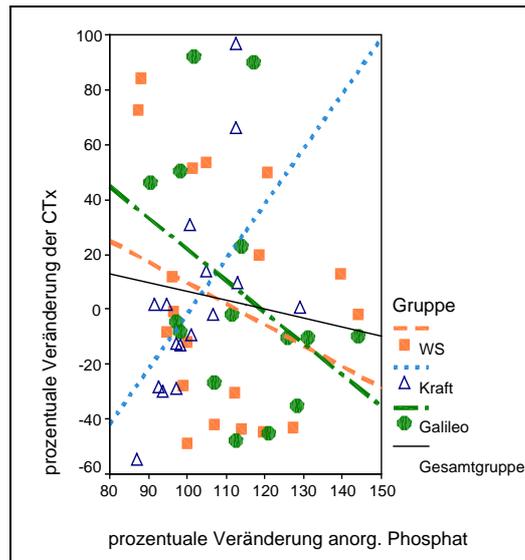


Abbildung 88:
Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung der CTx und des anorganischen Phosphats

3.7.9.4 Zusammenhänge innerhalb der Kraftparameter

Zu Beginn der Studie bestand eine mittlere Korrelation zwischen dem 1-RM der Arme und Beine ($r = 0,513$). Eine ähnliche Korrelation bestand beim isometrischen Drehmoment ($r = 0,594$).

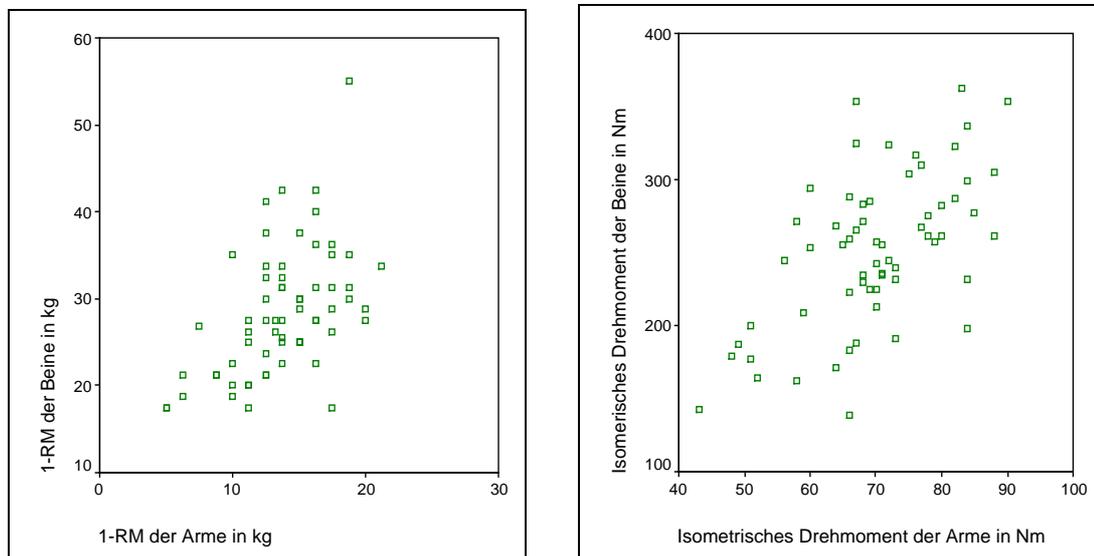


Abbildung 89:
Zusammenhang zwischen der Arm- und Beinkraft in den verschiedenen Tests zu Studienbeginn

Die prozentualen Veränderungen der Kraftwerte zwischen den Armen und Beinen korrelierten im Studienverlauf beim 1-RM ($r = 0,285$) und beim isometrischen Drehmoment ($r = 0,287$) in der Gesamtgruppe nur gering.

Der Vergleich des 1-RM und des isometrischen Drehmoments der Beine zeigte in der Eingangs-Untersuchung keinen Zusammenhang ($r = 0,223$). Für die prozentualen Veränderungen im ersten Halbjahr bestand in der Gesamtgruppe eine geringe Korrelation ($r = 0,311$), die am Ende der Studie nicht mehr vorhanden war ($r = 0,219$). Zur Halbjahres-Untersuchung ergab sich in der Kraft-Trainingsgruppe ein geringerer Zusammenhang zwischen den Veränderungen der Kraftwerte an den Beinen ($r = 0,454$) und zur Abschluss-Untersuchung in der Galileo-Trainingsgruppe ($r = 0,553$).

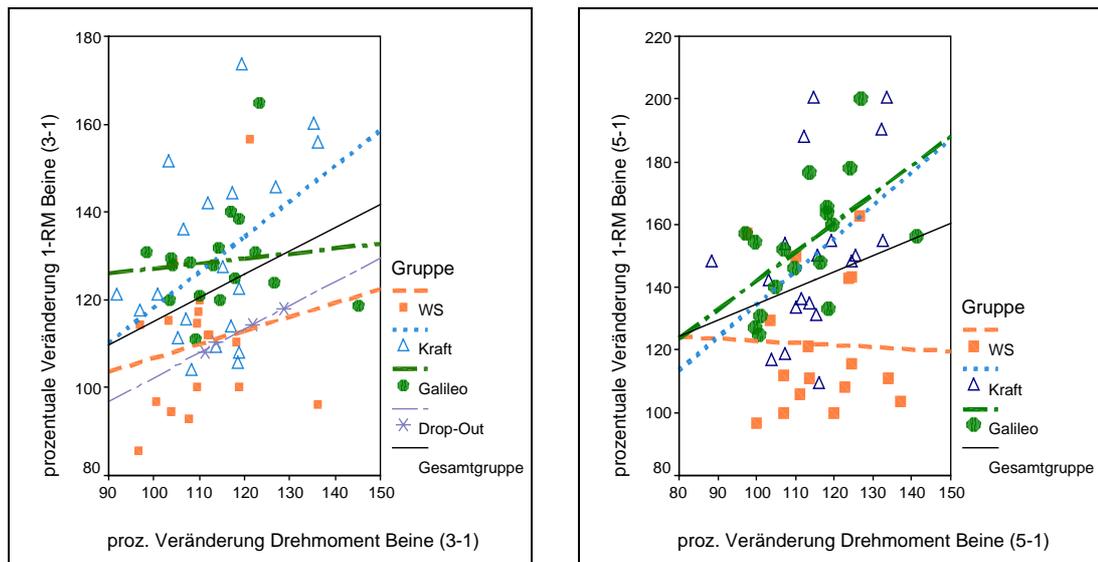


Abbildung 90:

Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung des isometrischen Drehmoments und des 1-RM der Beine zur Halbjahres-Untersuchung (3-1) und zur Abschluss-Untersuchung (5-1)

Die Armkraft korrelierte zwischen dem 1-RM und dem isometrischen Drehmoment zu Beginn der Studie ($r = 0,582$). Bei den prozentualen Veränderungen bestanden in keiner Gruppe Zusammenhänge zwischen den Krafttests.

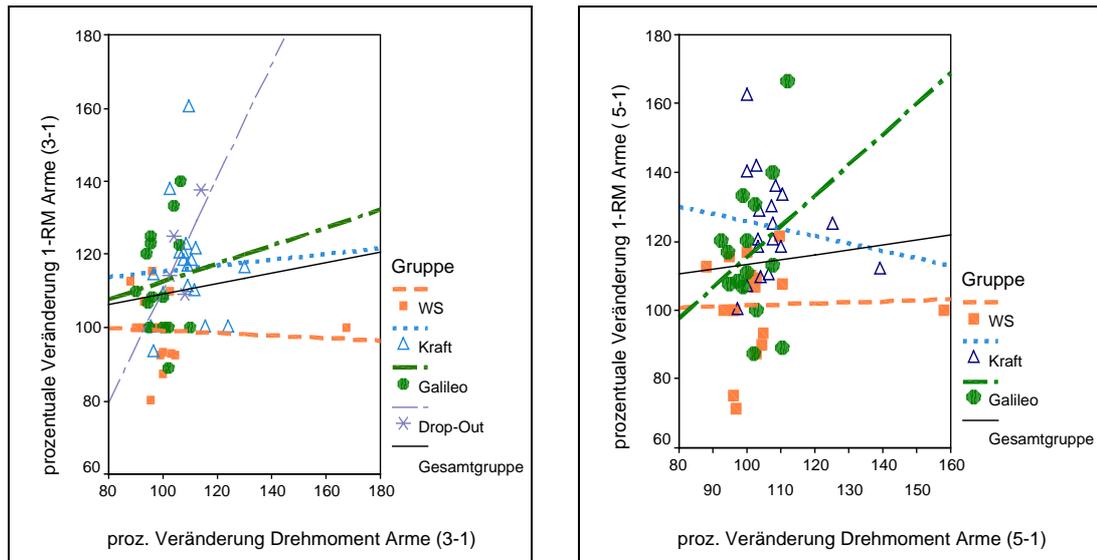


Abbildung 91:

Zusammenhang zwischen den prozentualen Veränderungen des 1-RM und des isometrischen Drehmoments der Arme zur Halbjahres-Untersuchung (3-1) und Abschluss-Untersuchung (5-1)

Zwischen dem 1-RM der Arme und der Handkraft bestand zu Beginn der Studie eine geringe Korrelation ($r = 0,393$). Die prozentualen Veränderungen zeigten keinen Zusammenhang (Abbildung 92).

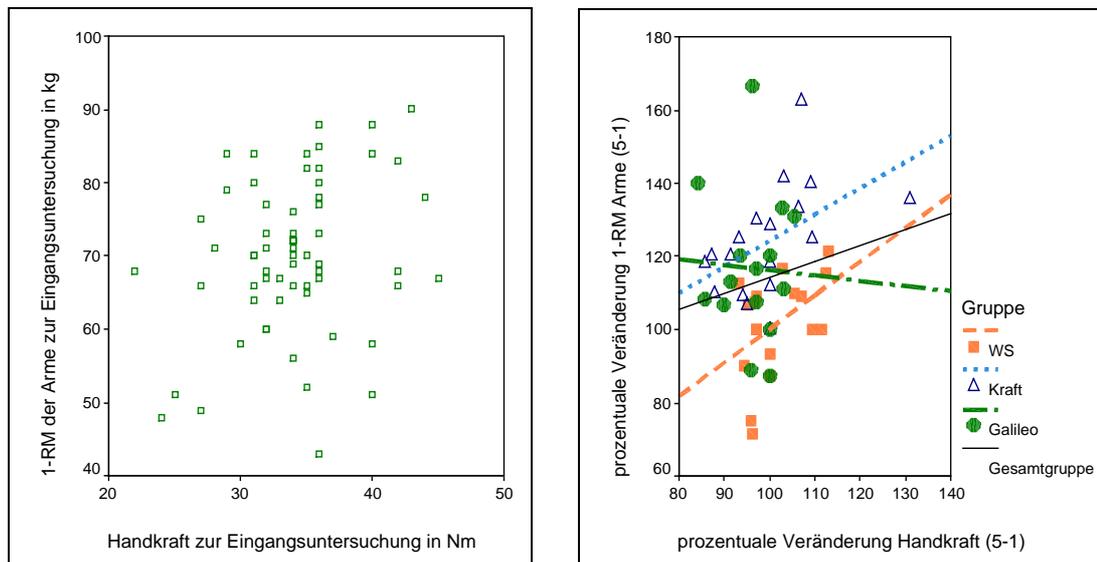


Abbildung 92:

Zusammenhang zwischen der Handkraft und Armkraft im 1-RM zu Studienbeginn und im Studienverlauf (5-1)

Die Haltekraft (ohne Abbildung) zeigte weder zu Studienbeginn noch in der prozentualen Veränderung im Studienverlauf einen Zusammenhang mit dem Einwiederholungsmaximum oder dem isometrischen Drehmoment.

3.7.9.5 Zusammenhänge zwischen Kraft- und Knochenparametern

Die prozentualen Veränderungen der Knochenmineraldichte und des Knochenmineralgehalts an der LWS bzw. am Collum und die ausgewerteten Kraft- und Leistungsparameter zeigten für die Gesamtgruppe keine Zusammenhänge.

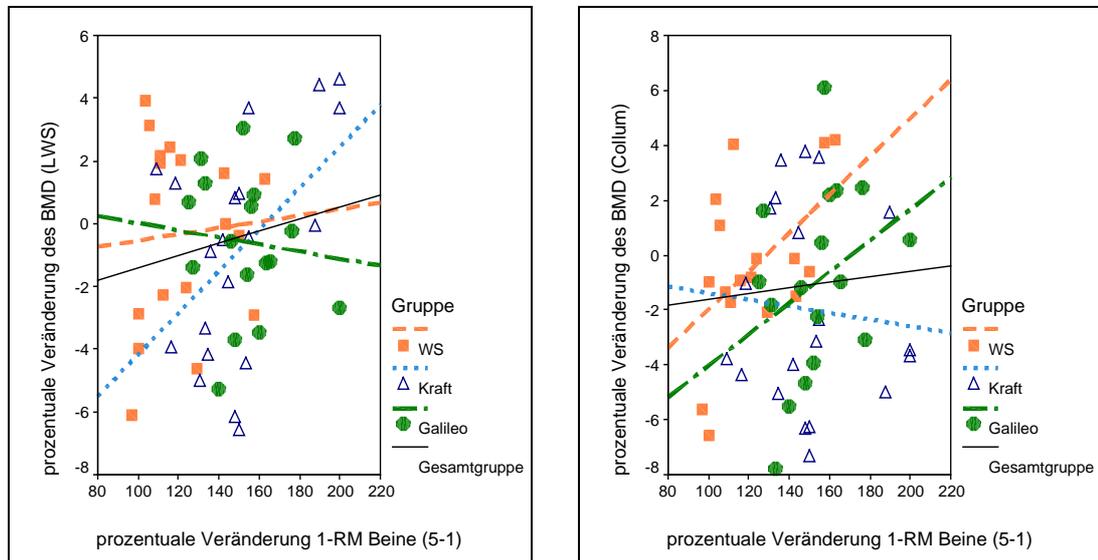
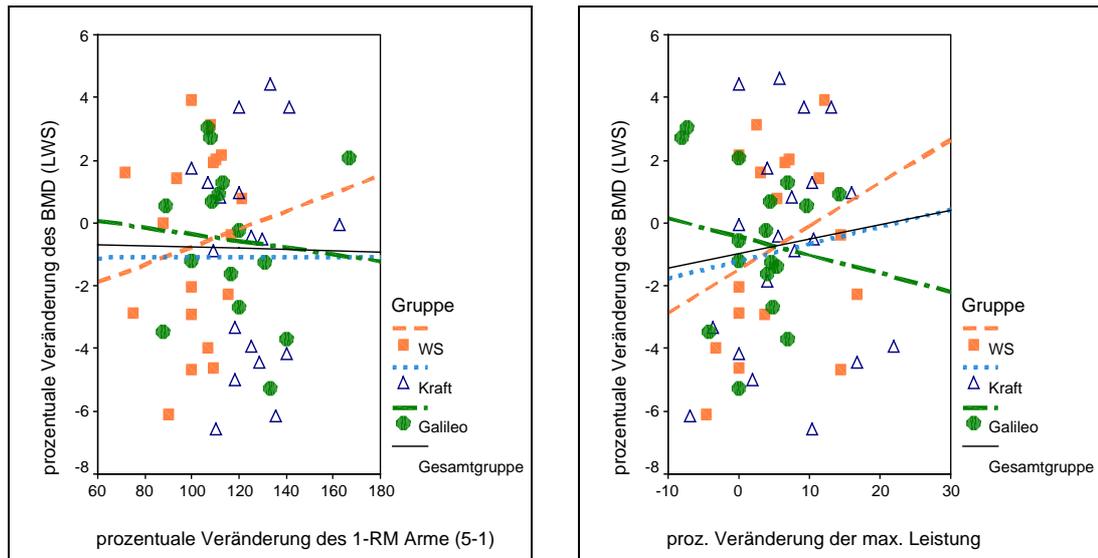


Abbildung 93:

Zusammenhang zwischen den prozentualen Veränderungen des BMD an der LWS sowie am Collum und des 1-RM der Beine im Studienverlauf

In der Kraft-Trainingsgruppe konnte ein leichter Zusammenhang zwischen den prozentualen Veränderungen des BMD an der LWS und den prozentualen Veränderungen des 1-RM der Beine beobachtet werden ($r = 0,493$). In der WS-Gymnastikgruppe wurde eine geringe Korrelation zwischen den prozentualen Veränderungen des BMD am Collum und den prozentualen Veränderungen der Beinkraft im 1-RM gefunden ($r = 0,499$). Die Veränderung der Armkraft ergab in keiner Gruppe einen Zusammenhang mit Veränderungen der Knochenmassen.

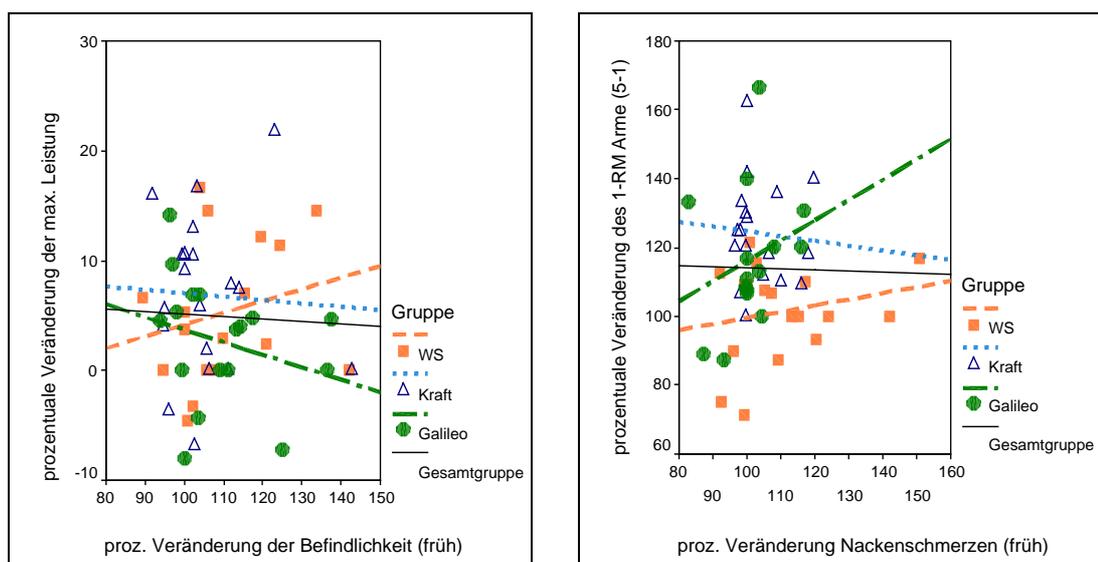
**Abbildung 94:**

Zusammenhang zwischen den prozentualen Veränderungen des BMD an der LWS und der prozentualen Veränderung der Armkraft sowie der max. Leistung im Studienverlauf

Die prozentuale Veränderung der maximalen Leistungsfähigkeit in der Ergometrie hatte keinen erkennbaren Einfluss auf die prozentuale Veränderung des BMD im Bereich der LWS und stand auch in keinem erkennbaren Zusammenhang mit der Verbesserung des 1-RM der Beine.

3.7.9.6 Befindlichkeit, Schmerzempfinden und Leistungsfähigkeit

Es wurde überprüft, inwieweit die Verbesserungen des Befindlichkeit und des Schmerzempfindens mit einer Steigerung der Muskelkraft oder der muskulären Leistungsfähigkeit in Zusammenhang standen.

**Abbildung 95:**

Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung der Befindlichkeit am Morgen und der muskulären Leistungsfähigkeit bzw. der Nackenschmerzen und der Armkraft im Studienverlauf

Es konnten keine Zusammenhänge zwischen Veränderungen des Befindens und den Kraftparametern oder der Leistung in der Ergometrie festgestellt werden. Beispielhaft hierfür sind die Streudiagramme (Abbildung 95). Auch für die Veränderung der Befindlichkeit vor oder nach dem Training konnte kein vergleichbarer Zusammenhang gefunden werden.

Die Veränderungen der Rücken- oder Nackenschmerzen korrelierten nicht mit der muskulären Leistungsfähigkeit, wie beispielhaft dargestellt wird (Abbildung 96 und 97).

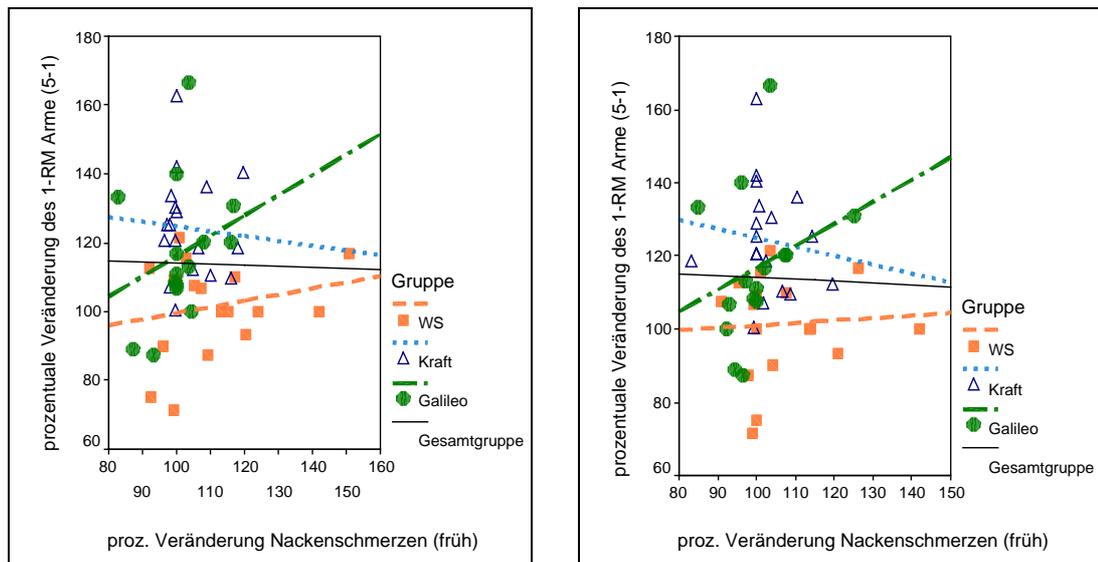


Abbildung 96:

Zusammenhang zwischen den prozentualen Veränderungen der Nackenschmerzen und der Armkraft im Studienverlauf

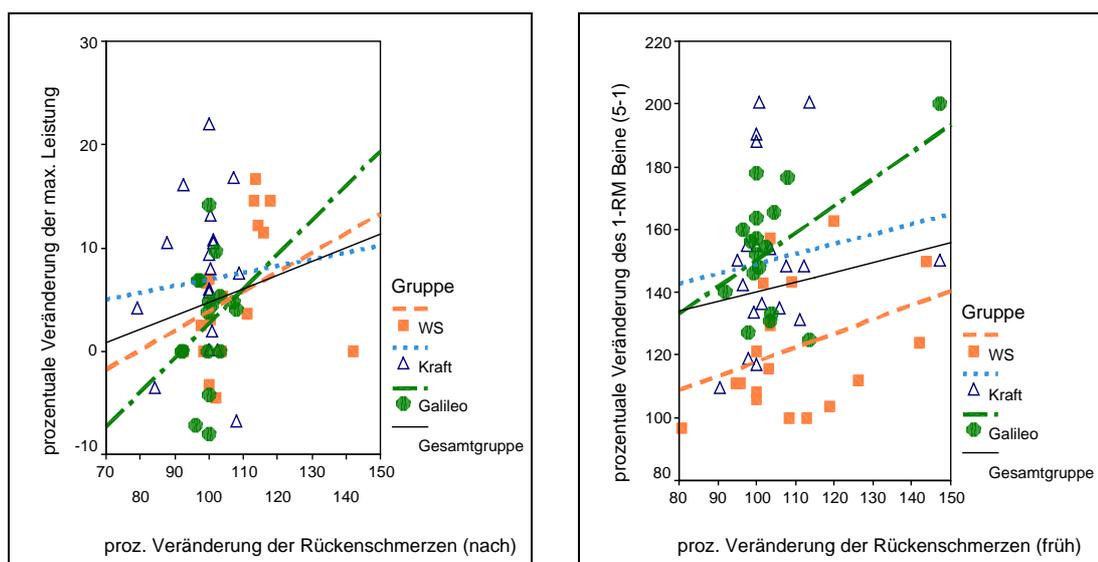


Abbildung 97:

Zusammenhang zwischen den prozentualen Veränderungen der Rückenschmerzen und der muskulären Leistungsfähigkeit bzw. der Maximalkraft der Beine im Studienverlauf

Es zeigten sich keine wesentlichen Zusammenhänge zwischen den Veränderungen der Befindlichkeit sowie des Schmerzempfindens und anderen Untersuchungsparametern.

3.8 Diskussion

3.8.1 Analyse der vorzeitigen Studienabbrüche

Von 69 Frauen haben 13 Frauen vorzeitig das Training abgebrochen. Die Drop-Out-Rate betrug damit 18,8 Prozent. Da in Gesundheitssportprogrammen die Abbruchraten bis zu 50 Prozent in einem Jahr betragen, ist dies ein erfreuliches Ergebnis. Vier Frauen hatten bereits zu Beginn Schwierigkeiten, ein regelmäßiges Training aufzunehmen. Dies mag neben den angegebenen Gründen auch daran liegen, dass zwischen dem Vorsatz, aktiv etwas für die Gesundheit zu tun, und dem Umsetzen in den Alltag mit allen zeitlichen Schwierigkeiten eine Diskrepanz liegt. Weitere Gründe für den Studienabbruch, die in keinem Zusammenhang mit dem Training standen, waren eine Tumorerkrankung und nicht abklärbare Kreislaufprobleme. Eine Teilnehmerin der Galileo-Trainingsgruppe hatte einige Jahre vor der Studie Knochenschmerzen in den Beinen, die durch das Training wieder auftraten, so dass sie ausscheiden musste. Hier könnte eine überlastungsbedingte Reaktivierung möglich sein. Eine weitere Teilnehmerin, die bereits vor der Studie phasenweise an Kniebeschwerden litt, konnte durch das Training keine Besserung erreichen und musste aufgrund zu langer Fehlzeiten die Studie beenden. Die Ursachen der Rückenbeschwerden, die bei zwei Frauen im Lauf der Studie auftraten, konnten nicht genau geklärt werden. Sie traten in Kombination mit schwerer Gartenarbeit bzw. einer Erkältung und Zugluft auf.

Die Drop-Outs beziehen sich auf Frauen, die aufgrund ihrer Beschwerden oder Erkrankungen die Studienkriterien nicht mehr erfüllen konnten und deswegen die Studie abbrechen mussten. Ein Training außerhalb der Studie konnten vier der ausgeschiedenen Frauen in modifizierter Form fortsetzen.

Durch das Training kam es zu keinen Verletzungen oder Beschwerden, die zum Trainingsabbruch führten. Außerhalb des Trainings erlitten drei Teilnehmerinnen Frakturen, davon zwei Unterarm- und eine Oberarmfraktur, die alle bei Stürzen auftraten. Sie sind Anzeichen für die Problematik, die durch Osteoporose und ein höheres Sturzrisiko entstehen. Alle Frakturen zeigten einen guten und zügigen Heilungsverlauf ohne bleibende Einschränkungen, der durch das regelmäßige Training vermutlich begünstigt wurde.

Insgesamt konnte die große Mehrheit der Teilnehmerinnen das Training weitgehend problemlos durchführen. Bestehende degenerative Vorschädigungen, die viele Frauen aufwiesen, erfordern aber, die Gewichtssteigerung im Rahmen des Muskelaufbautrainings angemessen zu steigern, um eine Überlastung der Gelenke zu vermeiden.

Die Compliance der Frauen, die die Studie beendet haben, war sehr hoch. In der Regel trainierten alle Frauen trotz beruflicher Belastung und familiären Verpflichtungen konsequent zweimal pro Woche. Lediglich Erkältungskrankheiten oder Urlaub führten zu Fehlzeiten.

3.8.2 Veränderungen in den anthropometrischen Daten

Die anthropometrischen Daten der Frauen zeigten keine großen Veränderungen im Studienverlauf. Dies war weder für das Körpergewicht noch für den prozentualen Fettanteil zu erwarten, da das Training nur zweimal pro Woche durchgeführt wurde und damit lediglich eine geringe Steigerung des Energieumsatzes erreichbar war. Veränderungen des Körpergewichts wären bei größeren aeroben Trainingsanteilen zu erwarten gewesen. Es war aber kein Trainingsziel, das Körpergewicht zu reduzieren, da unter dem Gesichtspunkt der Osteoporoseprävention ein normales Körpergewicht mit geringen Fettpolstern protektive Wirkung hat (Reid 2002). Außerdem wird vermutet, dass größere Gewichtsverluste bei älteren Frauen zur Abnahme des BMD führen (Hui et al. 2002).

Die Körpergröße, die bei Frauen mit Osteoporose deutlich abnehmen kann, zeigte im Studienverlauf nur messbedingte Schwankungen. Da der Untersuchungszeitraum nur ein Jahr betrug und in die Studie nur Frauen aufgenommen wurden, die noch keine gravierenden Veränderungen an der Wirbelsäule hatten, kam es zu keinem größeren Höhenverlust. Allerdings gaben einige Frauen bei der Eingangsuntersuchung an, dass bereits eine gewisse Größenabnahme gegenüber jungen Jahren stattgefunden hatte.

3.8.3 Osteogene Effekte der Trainingsprogramme

3.8.3.1 Veränderungen an der Lendenwirbelsäule

Die Mittelwerte der flächenbezogenen Knochendichte und des Knochenmineralgehalts an der LWS zeigten keine signifikanten Veränderungen im Studien-

verlauf. Die prozentualen Abnahmen lagen im Gruppendurchschnitt für den BMD unter einem Prozent und für den BMC deutlich unter einem Prozent, d.h. im Messfehlerbereich. Dabei gab es in allen drei Gruppen Frauen, die deutliche Gewinne verzeichnen konnten, aber auch Frauen, die größere Verluste hinnehmen mussten. Aufgrund von breit angelegten Untersuchungen wird davon ausgegangen, dass der durchschnittliche altersbedingte Rückgang der Knochendichte bis zu zwei Prozent im Jahr betragen kann (Felsenberg 1999), so dass die Studienergebnisse eine knochenerhaltende Wirkung des Trainings vermuten lassen. Diese positiven Effekte auf den Knochenstoffwechsel scheinen in dieser Studie auch in der Wirbelsäulengymnastik möglich gewesen zu sein, die von den Teilnehmerinnen ebenso gewissenhaft und regelmäßig durchgeführt wurde wie die anderen Trainingsprogramme.

3.8.3.2 Veränderungen am Oberschenkelhals

Die BMD- und BMC-Ausgangswerte der Teilnehmerinnen waren am Oberschenkelhals etwas niedriger als an der Lendenwirbelsäule. In besonderem Maß traf dies für die Frauen der Kraft-Trainingsgruppe zu. In dieser Gruppe kam es im Studienverlauf zu einem signifikanten Rückgang des BMD. Der durchschnittliche BMC-Wert blieb aber annähernd unverändert und die Überprüfung der Knochenfläche lässt eine Größenanpassung durch das Kraft-Training in diesem Bereich vermuten. Diese Vergrößerung des Querschnitts würde eine Erhöhung der Festigkeit und Verbesserung der Knochenqualität bedeuten (Forwood 2001). Die Veränderungen in der WS-Gymnastikgruppe zeigten eine leichte Abnahme, so dass die Reize, die durch die Gymnastik in diesem Bereich gesetzt wurden, wahrscheinlich nicht hoch genug waren, um den altersbedingten Abbau zu verhindern. In der Galileo-Trainingsgruppe kam es im Durchschnitt zu einer stärkeren Abnahme des BMD als des BMC bei leichter Zunahme der Knochenfläche im Bereich des Collums. Dabei zeigten die Werte der Frauen in dieser Gruppe deutliche Schwankungen. Diese Ergebnisse sprechen für eine prinzipielle Anpassungsmöglichkeit und legen die Vermutung nahe, dass die Adaptionfähigkeit oder die Umbaugeschwindigkeit des Knochens aufgrund individueller Gegebenheiten unterschiedlich war. Denkbar wäre, dass bei manchen Frauen zum Zeitpunkt der Abschluss-Untersuchung noch

Umbauvorgänge überwogen haben. Eindeutige Zusammenhänge oder Veränderungen ließen sich aber nicht nachweisen.

3.8.3.3 Erklärungsansätze für Veränderungen der Knochenmassen

Die hohen Gewinne an Knochenmasse durch mechanische Reize, die aufgrund von Tierversuchen oder Querschnittsstudien vermutet werden könnten, lassen sich in dieser Studie mit postmenopausalen Frauen nicht finden. Diese Ergebnisse stehen im Einklang mit anderen Veröffentlichungen (Layne und Nelson 1999; Wolff et al. 1999), die bei longitudinalen Studien mit postmenopausalen Frauen auch nur geringe Verbesserungen oder Veränderungen finden konnten. Kelley (2001) kommt in seiner Meta-Analyse zum Schluss, dass Widerstandstraining Knochenabbau verhindern kann. Allerdings weist er darauf hin, dass die klinische Bedeutung dieser Effekte unklar ist, weil im Bereich von Trainingsstudien langfristige Untersuchungen, die auch eine Aussage über den Rückgang der Frakturrate machen könnten, fehlen. Solche Studien sind aus Kostengründen, aber auch aufgrund der häufig hohen Drop-Out-Raten, schwer durchzuführen. Interessante Aspekte liefert dazu eine Trainingsstudie von Sinaki (2002), bei der die Trainingsgruppe vorwiegend Kräftigungsübungen für den Rücken durchführte. Nach zwei Jahren zeigten sich bezüglich der BMD-Werte keine signifikanten Unterschiede, da die Trainingsintensität vermutlich zu gering war. Allerdings konnte bei einer Nachuntersuchung nach weiteren zehn Jahren eine geringere Anzahl von neuen Wirbelkörperfrakturen in der Trainingsgruppe festgestellt werden (Trainingsgruppe: sechs Frakturen bei 378 untersuchten Wirbelkörpern, Kontrollgruppe 14 Frakturen bei 322 untersuchten Wirbelkörpern).

Es gibt zahlreiche Erklärungsmöglichkeiten für die eher geringen Veränderungen der Knochenparameter. Die Anpassungsfähigkeit des Organismus geht ab dem 30. Lebensjahr kontinuierlich zurück. Dies trifft auch auf den Knochenstoffwechsel und seine Adaptionfähigkeit an äußere Reize zu. Die genauen Ursachen dafür sind allerdings noch unklar. Möglich wäre eine reduzierte Weiterleitung der auftretenden Reize, etwa durch Verschlechterung der Strömungspotentiale, aber auch eine reduzierte Wahrnehmung der Signale durch die Knochenzellen. Ebenso könnten die Zellantwort und der Zellmetabolismus beeinträchtigt sein (Rubin et al. 2001). Osteozyten in älteren Knochen besitzen

weniger Zellmatrix- oder Zelladhäsionsproteine, so dass sie weniger auf auftretende Reize reagieren können.

Viel diskutiert wird auch der Einfluss des Östrogenmangels, der eventuell die Sensitivität verändert und damit bei gleichen Reizen wie in jungen Jahren geringere Anpassungen ermöglicht.

Ein reduziertes osteogenes Potential könnte bei älteren Frauen auch dadurch entstehen, dass vermehrt Trabekelverbindungen komplett unterbrochen sind und so an ihnen keine mechanischen Reize mehr wirken. Somit können nur noch an einer geringeren Trabekelanzahl Anbauprozesse aktiviert werden (Siffert et al. 1996).

Eine andere wichtige Überlegung ist die von Rubin (2002a), dass Veränderungen am Knochen nicht messbar sein müssen, da sich der Knochen intern anpasst, indem die Osteozyten die zytoskeletale Architektur modifizieren und es zu Veränderungen im mechanischen Milieu ohne Beeinflussung der Gewebearchitektur durch vermehrte Bindung der Osteozyten an die Matrix, durch Umgestaltung des periosteozytischen Raums oder durch Anpassung der Kommunikationskanäle kommt. Messbare Veränderungen würden demnach nur durch außerordentlich große Störeinflüsse entstehen, die durch das Training nicht erreicht werden.

Die Antworten des Knochengewebes auf Reize sind fehlergesteuerte Prozesse. Neue Reize führen zur Anpassung des Knochens auf einem bestimmten Niveau. Danach sind neue bzw. höhere Reize nötig, um weitere Adaptionen zu ermöglichen. Diese ständige Zunahme der Reize von außen ist im Training mit älteren Frauen nicht möglich, da zu hohe Reize zu Gelenk- und Muskelbeschwerden führen. Veränderungen am Knochen sind folglich nur in einem geringen Umfang zu erwarten.

Darüber hinaus darf nicht vergessen werden, dass vermutlich nur 10 bis 20 Prozent des Remodeling zielgerichtet ist und durch mechanische Reize beeinflusst werden kann. Der größte Teil des Knochenumbaus unterliegt systemischen Regulationsprozessen (Parfitt 2002).

Berücksichtigt werden muss außerdem, dass die Anpassungen des Knochens nicht linear verlaufen, sondern es vermutlich zuerst zur gesteigerten Resorption

kommt, die von einer Formationsphase, in der der Knochen an die mechanischen Erfordernisse angepasst wird, abgelöst wird. Dies, zusammen mit den relativ langsam verlaufenden Mineralisierungsvorgängen, könnte dazu führen, dass nach einem Jahr Training noch ein verstärkter Umbau ohne positive Bilanzierung gefunden wird.

Auffallend ist die große Streubreite der Frauen hinsichtlich ihrer Veränderungen der Knochenmassen. Bereits im normalen Altersverlauf nimmt die Streubreite des BMD zu (Shipman et al. 1999). Neben den äußeren mechanischen Einflüssen scheinen sich individuelle Einflussfaktoren auf die Anpassungsfähigkeit des Knochens auszuwirken. Eine große Rolle spielen genetische Faktoren, die sowohl den Knochenstoffwechsel und die individuelle Knochenmasse regulieren als auch die Mechanosensitivität des Knochens (Robling und Turner 2002) und die mögliche Wirkung der mechanischen Reize auf zellulärer Ebene (Judex et al. 2002; Turner und Beamer 2002) beeinflussen.

Die Veränderungen am Knochen sind auch durch die Aktivität der Frauen vor Beginn der Studie beeinflusst. Frauen mit einem aktiven Lebensstil werden durch das zusätzliche Training keine große Reizsteigerung auf den Knochen ausüben können und somit auch keine größeren messbaren Veränderungen erreichen. Auch Hormonstatus oder Ernährungsweise können die Veränderungen beeinflussen (Andreoli et al. 2001).

Erschwert werden die Aussagen über Trainingsanpassungen am Knochen durch die Tatsache, dass die Veränderungen der Knochenmassen nur geringfügig und durch die derzeitigen Messmöglichkeiten schwer zu erfassen sind. Veränderungen von einem bis zwei Prozent im Jahresverlauf lassen sich bei einer Messungenauigkeit der derzeitigen Knochendichtemessgeräte von bis zu einem Prozent nur schwer feststellen. Eine hohe Qualität der Messungen selber als auch der Lagerung der Probandinnen während der Messungen ist bei Wiederholungsmessungen entscheidend, aber vor allem im Bereich des Oberschenkelhalses nicht immer zu erreichen. Geringe Abweichungen im Hüftwinkel oder in der Beindrehung führen zur Beeinflussung des Messwertes. Im Bereich der Lendenwirbelsäule erschweren vor allem Höhenveränderungen und die abweichende Darstellung der Wirbelkörper in den Messungen den Vergleich der Ergebnisse.

Ein Problem stellt die statistische Absicherung von Veränderungen der Knochenparameter dar, die aufgrund der geringen Unterschiede Studien mit 400 bis 500 Probanden pro Gruppe erfordern würde. Auch Wolff fand in seiner Meta-Analyse bei weniger als der Hälfte der einbezogenen Studien signifikante Ergebnisse (Wolff et al. 1999), die in Summe aber einen Gewinn an Knochenmasse von durchschnittlich 0,9 Prozent im Jahr durch das Training ergeben, ähnlich der Meta-Analyse von Kelley (2001).

Die oben genannten Schwierigkeiten bei der Erfassung von trainingsbedingten Veränderungen über Knochendichtemessungen und die grundsätzlichen Diskussionen, die zum Stellenwert des BMD geführt werden (Dequeker 2000; Nielsen 2000), zeigen, dass der Erfolg eines Trainings nicht nur über Knochendichtemessungen bestimmt werden darf, sondern auch Verbesserungen der Kraft oder andere Parameter berücksichtigt werden müssen. Wiederholungsmessungen der Knochenmassen mit größeren Zeitabständen und die regelmäßige Bestimmung der Knochenstoffwechsellparameter könnten bei langfristig durchgeführten Studien genauere Aussagen ermöglichen. Erstrebenswert wäre auch die Weiterentwicklung der Knochendichtemessgeräte, um präziser Veränderungen vor allem im Bereich der Knochenqualität erfassen zu können.

3.8.3.4 Osteogene Effekte und Knochenstoffwechsellparameter

Die Knochenstoffwechsellparameter, die halbjährlich bestimmt wurden, zeigten bei der Betrachtung der Mittelwerte keine großen Veränderungen. Dies lag unter anderem an den unterschiedlichen Ausgangswerten, die beispielsweise für das Osteocalcin bei Werten zwischen 1,4 und 5,5 ng/ml lagen, so dass sich Änderungen bei einzelnen Frauen nur wenig auf den Gruppendurchschnitt auswirkten. Auch die großen individuellen Schwankungen der Veränderungen erschweren Aussagen anhand der Gruppenmittelwerte.

Es ergaben sich keine deutlichen trainingsspezifischen Veränderungen. In der Galileo-Trainingsgruppe zeigte sich eher eine tendenzielle Abnahme des Osteocalcins und der BAP, so dass keine größere Aktivität der Knochenanbauparameter durch das Training angenommen werden kann. Die CTx waren nach einem deutlichen, aber nicht signifikanten, Anstieg im ersten Halbjahr am Jahresende etwa auf dem Ausgangsniveau. Der auffällige Anstieg der CTx zu Studienbeginn könnte als mögliche Überlastungsreaktion auf die hohen Reize ge-

sehen werden, die zuerst zu einer Zunahme des Knochenabbaus geführt haben könnten, der im Studienverlauf aber scheinbar wieder zurückging. Der Durchschnittswert dieser Gruppe war im Vergleich zu anderen postmenopausalen Gruppen, für die Werte zwischen 0,4 und 0,5 ng/ml gefunden wurden (Garnero et al. 2000; Rosenbrock et al. 2002), eher niedrig. Die Ergebnisse der Knochenmarker in der Galileo-Trainingsgruppe ergaben keinen Zusammenhang mit den Veränderungen der Knochenmassen, so dass eine eindeutige Interpretation der Auswirkungen des oszillierenden Trainings auf der Grundlage der vorliegenden Daten nicht möglich ist.

In der Kraft-Trainingsgruppe kam es zu einem prozentualen Anstieg des Osteocalcins (5 %) und der knochenspezifischen alkalischen Phosphatase (7,2 %) im ersten Halbjahr, die beide im zweiten Halbjahr annähernd das Ausgangsniveau erreichten, während die CTx zu Beginn der Studie deutlich abnahmen, allerdings im zweiten Halbjahr wieder fast auf den Ausgangswert anstiegen. Die Zunahme der Knochenmarker vor allem im ersten Halbjahr könnte als Reaktion auf die Trainingsreize gesehen werden, die besonders zu Trainingsbeginn größere Anpassungsprozesse erfordert haben könnten. Im zweiten Halbjahr könnte bereits eine gewisse Adaptation der Knochen stattgefunden haben, so dass die Knochenstoffwechselaktivität wieder leicht zurückgegangen sein könnte. Die niedrigeren Ausgangswerte der Knochenmassen, die in der Kraft-Trainingsgruppe gefunden wurden, spiegeln sich in den relativ hohen CTx-Werten dieser Gruppe im Vergleich zu den beiden anderen Trainingsgruppen wider. Besonders Frauen mit hohen CTx-Werten mussten im Trainingsverlauf deutliche Knochenmassenverluste hinnehmen.

In der WS-Gymnastikgruppe kam es erst im zweiten Halbjahr zu einem Anstieg des Osteocalcins (10,9 %), während die BAP nur gering, aber kontinuierlich, anstieg (1,9 %). Die CTx gingen zu Beginn der Studie um etwa 8 Prozent zurück und stiegen im zweiten Halbjahr wieder auf den Ausgangswert an. Die verzögerten Anpassungsprozesse, die durch den leichten Anstieg des Osteocalcins und der CTx in der zweiten Studienhälfte gesehen werden könnten, lassen sich durch die geringere Reizintensität erklären, die erst langfristig zu Adaptationen führen kann. Die Veränderungen der Knochenstoffwechselfparameter können in Einklang mit den Ergebnissen der Knochendichtemessungen gebracht

werden, die in dieser Gruppe bei vielen Frauen an der Lendenwirbelsäule leichte Gewinne oder einen Erhalt der Knochenmassen und am Oberschenkelhals unveränderte Werte oder einen geringen Knochenmassenverlust feststellen konnten.

Diese Werte und Verläufe müssen aber mit Zurückhaltung interpretiert werden, da die großen individuellen Streuungen die Ergebnisse der drei Gruppen deutlich beeinflussen. Insbesondere der Anstieg der CTx in der Kraft-Trainingsgruppe und WS-Gymnastikgruppe im zweiten Halbjahr wird vorwiegend von einigen wenigen Frauen verursacht, die bei den prozentualen Veränderungen Steigerungen von bis zu 126 Prozent aufwiesen.

Die Veränderungen der Knochenstoffwechselfparameter sind bei einigen Frauen weder durch den Vergleich der Knochenmarker untereinander noch hinsichtlich der Knochendichtemessungen zu erklären und liegen vermutlich vor allem an individuellen Tagesschwankungen. Auch wenn zirkadiane und saisonale Schwankungen sowie Einflüsse des Trainings berücksichtigt und eine korrekte Verarbeitung der Blutparameter beachtet wurden, bleiben diese Abweichungen ein großes Problem bei der Bewertung des Knochenstoffwechsels über Knochenmarker (Hannon und Eastell 2000). Diese Schwierigkeiten konnten im Rahmen dieser Studie nicht vermieden werden, da die Bestimmung mehrerer Proben zu einem Untersuchungstermin finanziell nicht möglich gewesen wäre.

Dennoch besitzt die Verwendung von Knochenmarkern einige große Vorteile. Es können frühzeitig Veränderungen erfasst und auch die Höhe des Knochenumbaus bestimmt werden. Es handelt sich um eine dynamische Messung, die das aktuelle Gesamtknochengeschehen erfasst, während Knochendichtemessungen erst langfristige Veränderungen des jeweiligen Messortes widerspiegeln. Allerdings ist die Aussagefähigkeit der Knochenmarker durch die hohe individuelle Variabilität und durch die Tatsache, dass die meisten Knochenstoffwechselfparameter auch in anderen Körperregionen vorkommen, eingeschränkt, und es können derzeit noch keine direkten diagnostischen Schlüsse aus einmaligen Messungen geschlossen werden (Looker et al. 2000; Stepan 2000). Auch die Verwendung von Knochenmarkern im Rahmen von Querschnittsanalysen, die die osteogenen Wirkungen von Sportarten untersuchen wollen, ist problematisch, da die einmalige Bestimmung der Knochenmarker nur

den aktuellen Zustand des Knochenstoffwechsels widerspiegelt, während Anpassungsprozesse des Knochens mit Knochenmassenzunahmen durch den Sport über Jahre erfolgen, so dass Zusammenhänge zwischen beiden Größen kaum zu erwarten sind. Darüber hinaus führt der Sport vor allem zu lokalen Veränderungen, während sich die Knochenmarker auf den Knochenstoffwechsel im Gesamtkörper beziehen (Bennell et al. 1997; Ryan et al. 1998).

Die Diagnose von Knochenstoffwechselveränderungen über Knochendichtemessungen und Analyse der Knochenmarker ermöglicht relativ gut die Bestimmung der Frauen, die nach der Menopause verstärkt Knochen abbauen und zu den sogenannten „fast loosern“, d.h. zu den Frauen gehören, die mehr als drei Prozent Knochenmasse im Jahr verlieren. Da sich bei ihnen Knochenauf- und -abbau nicht mehr die Waage halten und es langfristig zu einem Verlust von Knochenmasse und -qualität kommt, steigt das Frakturrisiko deutlich an (Delmas et al. 2000; Riis et al. 1996). Auch in dieser Studie gab es einige Frauen, die Knochenmassenabnahmen über drei Prozent hinnehmen mussten. Bei 10 von 12 Frauen, die die größten Verluste der BMD an der LWS hatten, deuten auch die Knochenstoffwechselfparameter auf einen erhöhten Turnover mit Anstieg aller drei Knochenmarker hin.

Die ergänzende Bestimmung der Knochenmarker zusätzlich zu densitometrischen Messungen kann eine Erklärung dafür liefern, warum manche Frauen trotz regelmäßigen intensiven Krafttrainings keine Verbesserung des BMD oder BMC erreichen.

Diese Ergebnisse führen zu dem Schluss, dass neben regelmäßigen Knochendichtemessungen auch die Knochenstoffwechselfparameter vor allem bei den Frauen bestimmt werden sollten, die ein erhöhtes Osteoporose-Risiko haben oder deren Knochenmassen deutlich abnehmen. Durch wiederholte Messungen kann der effektive Nutzen des Trainings bezüglich osteogener Effekte überprüft und gegebenenfalls bei krankhaften Veränderungen ergänzend mit Medikamenten behandelt werden. Auch die Wirkung des Sports darf nicht pauschal angenommen bzw. überschätzt werden, sondern erfordert bei Frauen mit erhöhtem Osteoporose-Risiko regelmäßige Kontrollen, wie sie auch zur Überprüfung der Effektivität von medikamentösen Behandlungen selbstverständlich sein sollten.

Die Übereinstimmung der Knochenmarker mit den Veränderungen der Knochenmassen konnte am Oberschenkelhals nicht in dieser klaren Form gefunden werden, da hier vermutlich vor allem mechanische Reize einen Einfluss haben, während an der LWS überwiegend systemische Faktoren ausschlaggebend sind.

Zusammenfassend lässt sich hinsichtlich der untersuchten Knochenparameter feststellen, dass es den meisten Frauen vor allem im Lendenwirbelsäulenbereich möglich war, ihre Knochenmasse annähernd zu halten. Dies galt an der LWS auch für die Teilnehmerinnen der WS-Gymnastik. Im Bereich des Collums scheint das konventionelle Krafttraining zu Anpassungserscheinungen über eine Größenzunahme zu führen, während die Reize der WS-Gymnastik kaum die altersbedingte Knochenmassenabnahme aufhalten konnten. Das Galileo-Krafttraining konnte seine Erwartungen hinsichtlich der Verbesserungen der Knochenparameter in dieser Studie nicht erfüllen, da es weder an der LWS noch am Collum zu wesentlichen Verbesserungen trotz der hochfrequenten Reize kam. Es wäre vorstellbar, dass der im Alter eingeschränkte Knochenstoffwechsel mit Abnahme der Knochenzellen und Matrixproteinen zu einem reduzierten Anpassungspotential führt. Der Knochen ist dadurch nicht mehr in der Lage, auf die gesetzten hohen Reize in entsprechendem Umfang zu reagieren, so dass schon bei niedrigeren Reizen die maximale Adaptionfähigkeit des Knochens ausgeschöpft ist.

Bei diesen Überlegungen darf aber nicht außer acht gelassen werden, dass letztendlich nur geringe Veränderungen messbar waren und es aufgrund der relativ kleinen Probandenanzahl zu keinen signifikanten Gruppenunterschiede kam.

3.8.4 Veränderung der Muskelkraft durch das Training

3.8.4.1 Verbesserungen der Muskelkraft im Studienverlauf

Die Ergebnisse zeigen, dass in allen Gruppen ein Kraftgewinn möglich war. Die Verbesserungen im 1-RM der Beine betragen in der Galileo-Trainingsgruppe durchschnittlich 53,7 Prozent (+ 25 bis 100 %), in der Kraft-Trainingsgruppe 50,1 Prozent (+ 9,1 bis 100 %) und in der WS-Gymnastikgruppe 21,9 Prozent (-3,3 bis 62,5 %). Im isometrischen Drehmoment betragen die durchschnittli-

chen Verbesserungen der Beinkraft in den Gruppen dagegen nur 12,7 Prozent (Galileo-Trainingsgruppe), 15,0 Prozent (Kraft-Trainingsgruppe) sowie 17,8 Prozent (WS-Gymnastikgruppe).

Die Armkraft verbesserte sich in allen drei Gruppen nicht so deutlich. Die Galileo-Trainingsgruppe erreichte im 1-RM der Arme eine durchschnittliche Verbesserung von 16,7 Prozent (- 12,5 bis + 66,7 %), die Kraft-Trainingsgruppe 24,2 Prozent (0 bis + 62,5 %) und die WS-Gymnastikgruppe lediglich 1,4 Prozent (- 28,6 bis + 21,4 %). Im isometrischen Drehmoment der Arme lagen die Werte deutlich darunter. So erreichten die Galileo-Trainingsgruppe und WS-Gymnastikgruppe im Durchschnitt nur eine geringe Verbesserung (+ 1,4 bzw. 3,3 %), die Kraft-Trainingsgruppe immerhin noch 7,5 Prozent.

Vergleicht man die drei Gruppen hinsichtlich des Trainingserfolges in den Kraftparametern, so wird die Überlegenheit des konventionellen Krafttrainings in diesem Bereich deutlich. In der Beinkraft war eine deutliche Steigerung im gesamten Studienverlauf möglich. Auch die Armkraft konnte in dieser Gruppe kontinuierlich gesteigert werden. Trotz des geringeren Zeitaufwands ermöglichte das Galileo-Krafttraining in der Beinkraft einen ähnlichen Kraftgewinn wie das konventionelle Krafttraining. Der Kraftgewinn in den Armen erfolgte in der Galileo-Trainingsgruppe schnell und konnte im zweiten Halbjahr nicht mehr gesteigert werden. Dieser schnelle Kraftanstieg entspricht den Ergebnissen einer Studie von Issurin (1994), der auch kurzfristige Kraftsteigerungen fand, während Schlumberger (2001) dieses Ergebnis in einer Kurzzeitstudie nicht bestätigen konnte. Die Ursache für den schnellen Kraftanstieg, der später nicht mehr steigerbar war, liegt unter anderem darin, dass die Galileohanteln bereits ein hohes Eigengewicht haben und es den Frauen nicht möglich war, das Gewicht kontinuierlich im Trainingsverlauf zu steigern. Bei 2,5 kg Zusatzgewicht war für viele Frauen die Grenze erreicht, in der die Übung noch acht bis zwölf Mal in korrekter Ausführung durchgeführt werden konnte. Zusätzlich haben viele Frauen in diesem Alter bereits latente Schulterprobleme, die durch zu hohe Trainingsgewichte ungünstig beeinflusst werden. Hier muss das Training neben den gewünschten Knochenmassengewinnen auch die vorhandenen degenerativen Einschränkungen berücksichtigen.

Die Teilnehmerinnen der WS-Gymnastikgruppe konnten ihre Beinkraft im Studienzeitraum zwar deutlich verbessern, lagen im Durchschnitt aber meist signifikant unter den Werten der Kraft- und Galileo-Trainingsgruppe. In der Armkraft kam es zu keinen großen Veränderungen, auch wenn bei einzelnen Frauen im 1-RM der Arme Verbesserungen bis zu 21,4 Prozent möglich waren. Hier waren die Reize, die durch die WS-Gymnastik gesetzt werden konnten, zu gering.

Die Handkraftmessung konnte in der WS-Gymnastikgruppe und Kraft-Trainingsgruppe keine Trainingsanpassungen erkennen lassen. Lediglich in der Galileo-Trainingsgruppe kam es zur signifikanten Verschlechterung im zweiten Halbjahr (4,5 %). Dies könnte zu der Vermutung führen, dass die Vibrationen hier eventuell eher einen hemmenden Einfluss auf die Kraftentwicklung hatten. Es kam aber zu keiner generellen Abnahme der Werte. Lediglich einige wenige Frauen erreichten geringere Abschlusswerte, wodurch der Durchschnittswert der Gesamtgruppe reduziert wurde.

Der Haltekrafttest zeigte keine trainingsabhängigen Veränderungen und starke Abweichungen in den Wiederholungsmessungen, so dass die Aussagefähigkeit sehr eingeschränkt ist. Die Veränderungen durch das Training wurden in diesem Test nicht widerspiegelt.

Die Fähigkeit der Kraftsteigerung bei älteren Frauen wird durch verschiedene andere Publikationen bestätigt. So berichtet Häkkinen (2001) von einer Zunahme der Maximalkraft und des Muskelquerschnitts sowie von positiven Veränderungen im EMG bei älteren Frauen. Auch Abé (2000) konnte in seiner Studie eine kontinuierliche Kraftzunahme durch Training beobachten. Ebenso stellte Fiatarone (1994) bereits nach zwölf Wochen in einer Studie mit 100 Probanden (Durchschnittsalter $87,1 \pm 0,6$ Jahre) einen Kraftzuwachs und funktionelle Verbesserungen fest. Diese Studien beziehen sich allerdings nur auf einen kurzen Zeitraum, so dass trotz der teilweise auch erwähnten Veränderungen der Muskelquerschnittsflächen eher von neuronalen Verbesserungen und von Lerneffekten ausgegangen werden muss. Aufgrund der Altersstruktur und der meist geringen sportlichen Vorerfahrung der Teilnehmerinnen wird auch für diese Studie zu Beginn ein Kraftanstieg durch Lerneffekte und neuronale Anpassungen mit verbesserter Abstimmung der verfügbaren Muskulatur, mit geringerer Aktivität der Antagonisten und mit besserer Zusammenarbeit der Synergisten

vermutet, wie auch in anderen Studien beschrieben wird (Hoff et al. 2002). Bei älteren Menschen besteht häufig eine erhöhte Aktivität der Antagonisten, um die Gelenke vor übermäßigen Kräften zu schützen. Diese Schutzfunktion kann durch geeignetes regelmäßiges Training in eine dosiertere Ansteuerung umgewandelt werden und somit eine höhere Kraftentwicklung möglich machen (Macaluso et al. 2002).

Morganti (1995) konnte in einer einjährigen randomisierten Trainingsstudie an 39 Probandinnen vor allem in den ersten drei Monaten großen Kraftsteigerungen feststellen, die aber, ähnlich der hier durchgeführten Studie, auch im weiteren Verlauf noch zu Verbesserungen führten. Diese langfristigen Anpassungserscheinungen lassen vermuten, dass die kontinuierliche Zunahme der Muskelkraft auch durch Muskelhypertrophie entstanden ist. Dies konnte allerdings durch Veränderungen der Muskelfläche am Unterschenkel nicht bestätigt werden (Punkt 3.8.5).

Auffallend ist der kontinuierliche Kraftanstieg im 1-RM gegenüber dem Drehmoment, das im zweiten Halbjahr nur noch geringe Veränderungen zeigte. Die Ursache für die unterschiedlichen Steigerungen könnte unter anderem sein, dass durch die dynamische Testung mehr Muskeln in die Messung miteinbezogen werden und sich die verbesserte Ansteuerung der verschiedenen Muskeln summiert. Darüber hinaus entspricht das Testprofil der dynamischen Testung im 1-RM stärker den Trainingsübungen, die ausschließlich dynamisch erfolgten. Die Testung des isometrischen Drehmoments erfasst primär die Kraftveränderung einer Muskelgruppe und hat eine geringere Alltags- und Trainingsrelevanz. Dadurch waren die Testanforderungen für viele Teilnehmerinnen schwerer umzusetzen und eventuell die Ansteuerung der Muskulatur schlechter. Auch ergab sich im Rahmen der Testung die Vermutung, dass das isometrische Drehmoment deutlicher von der willkürlichen Innervation abhängt. Diese Einschränkungen gelten auch für die Ermittlung der Hand- und Haltekraft, die als ebenfalls isometrische Testformen die Verbesserungen durch das Training nur wenig widerspiegeln.

3.8.4.2 Bewertung der verwendeten Krafttests

Um verschiedene Trainingsformen zu vergleichen oder den individuellen Trainingserfolg zu dokumentieren, sind Krafttests eine wichtige Hilfe. Allerdings sind

gerade Maximalkrafttests nicht unproblematisch. Im Rahmen der Studie kam es zu mehreren Beschwerden nach Krafttests. Die Testung des isometrischen Drehmoments der Arme führte bei einer Teilnehmerin zu längerfristigen Druckschmerzen am Brustbein im Auflagebereich des Geräts. Bei einer weiteren Teilnehmerin führte der Test zur Blockade von Wirbelkörpern, die über einige Wochen Beschwerden verursachte. Die Testung des isometrischen Drehmoments der Beine führte bei zwei Teilnehmerinnen zu Leistenbeschwerden, die zwar ebenfalls ohne besondere Behandlung abklangen, allerdings auch einige Wochen dauerten.

Die Durchführung dieser Tests erfordert eine genaue Auswahl der Probanden und ist für Frauen, die bereits osteoporotische Veränderungen an den Wirbelkörpern haben, nicht geeignet. Zudem sollten sich die Frauen auf die Tests durch aufwärmende Übungen vorbereiten. Auf eine genaue Durchführung der Tests und die Vermeidung von Ausweichbewegungen muss außerdem geachtet werden.

Die Verwendung des Haltekraft-Tests scheint in der vorliegenden Form nicht sinnvoll, da der Test auf eine Haltedauer von 100 Sekunden beschränkt ist und voraussetzt, dass bei der vorangegangenen isometrischen Messung die tatsächliche Maximalkraft erreicht wurde. War dies nicht gegeben, lag die mögliche Haltedauer oft über 100 Sekunden. Darüber hinaus scheint der Test wesentlich von anderen Faktoren abzuhängen, etwa von der Griffstellung, der Tagesform oder der Motivation, da starke Schwankungen der Ergebnisse auftraten.

Die Handkraftmessung, die mit einem Handdynamometer einfach, schnell und ohne großen Aufwand durchzuführen ist und deswegen häufig verwendet wird, ermöglichte den Frauen nicht, Trainingseffekte umzusetzen und sollte hinsichtlich der Aussagefähigkeit nicht überbewertet werden.

Am geeignetsten erscheint die Testung der Kraftveränderungen über das 1-RM. Dieser dynamische Test entspricht am ehesten den Alltagsanforderungen und ist von der Aufgabenstellung für die Frauen am besten umzusetzen. Allerdings führen die benötigten Wiederholungen zum Erreichen der Maximalkraft zur lokalen Muskelermüdung und setzen die Wahl geeigneter Gewichte voraus, damit die Anzahl der Wiederholungen in den verschiedenen Tests vergleichbar

die Anzahl der Wiederholungen in den verschiedenen Tests vergleichbar ist. Daneben ist auf eine gleichmäßige Geschwindigkeit zu achten, damit Veränderungen der Kraft-Geschwindigkeits-Relation nicht zur Steigerung der Kraft führen (Edman 1994). Es darf nicht übersehen werden, dass durch die wiederholten Kontraktionen der beteiligten Muskelgruppen auch eine Potenzierung der Kraft möglich ist, die in der Literatur als „postactivation potentiation“ (Gossen und Sale 2000) beschrieben wird, die besonders bei kurzen Zeitabständen zwischen den Tests auftreten kann. Negativ wird die Kraftentwicklung von einer zunehmenden Muskelermüdung beeinflusst. Damit der Einfluss dieser beiden Faktoren möglichst konstant bleibt, sollte die Pausendauer zwischen den Einzeltests festgelegt sein, wie es in der durchgeführten Studie mit einer Minute Pausendauer gegeben war. Ansonsten handelt es sich beim 1-RM um einen reliablen und sensitiven Test (Basse 1997).

Besonders ältere Frauen, die in der Vergangenheit sportlich nicht aktiv waren, müssen mit dem Bewegungsablauf gründlich vertraut gemacht werden, bevor ihnen konstante Ergebnisse möglich sind (Ploutz-Snyder und Giamis 2001). Dies könnte die Ursache sein, warum in manchen Studien mit älteren Frauen auffallend hohe Kraftgewinne in kurzer Zeit erreicht werden.

Die maximale Kraft, die erzeugt werden kann, hängt stark von der willkürlichen Innervation ab, so dass eine psychische Beeinflussung der Ergebnisse möglichst ausgeschlossen werden soll (Morgan 1981). Dies erfordert eine standardisierte Vorgehensweise mit gleichen Testbedingungen, vergleichbarer Testzeit, standardisierten Geräte-Einstellungen und vergleichbarer Motivation durch die Betreuer.

Die Beanspruchung durch die Tests liegt über der des Trainings, so dass bei vorhandenen Beschwerden oder nach Verletzungen keine Tests durchgeführt werden konnten, auch wenn bereits ein annähernd normales Training wieder aufgenommen wurde. Neben den medizinischen Gründen, die gegen die Testung sprechen, wären die Ergebnisse durch Schmerzen, psychische Hemmungen oder verschlechterte Ansteuerung nicht vergleichbar mit den Ausgangsmessungen. Im Trainingsalltag sollte bei älteren Frauen die Trainingskontrolle vor allem über die Trainingspläne erfolgen, die regelmäßig mit den Trainierenden besprochen werden sollten.

3.8.5 Veränderung der Kraft und Muskelflächenmessung

Die Ergebnisse der Muskelflächenmessung über die pQCT zeigten keine deutlichen Veränderungen, obwohl es im gesamten Studienverlauf zur Steigerung der Beinkraftwerte kam. Da vergleichbare Studien neben den neuronalen Anpassungen auch Veränderungen auf molekularer Ebene feststellen konnten, stellt sich die Frage, warum hier keine Vergrößerung des Muskelquerschnitts gemessen werden konnte. Mögliche Erklärungsansätze sind, dass die Zunahme vor allem im größten Querschnittsbereich feststellbar sein müsste, d.h. im Bereich des M. quadrizeps, in dem Muskel, der auch für die Maximalkrafttestung herangezogen wurde. Die Muskelflächenmessung musste aber aus gerätetechnischen Gründen im 66-Prozent-Messbereich des Unterschenkels erfolgen. Die Messung selbst spiegelt außerdem nur den anatomischen Querschnitt wieder, während der physiologische Querschnitt entscheidend für die Kraftentwicklung ist. Außerdem kommt es bei hypertrophen Vorgängen zuerst zur Zunahme des Muskelfaserquerschnitts mit Reduktion der Extrazellularräume, was in Summe keine messbaren Veränderungen des Gesamtquerschnitts verursacht.

3.8.6 Veränderung der dynamischen muskulären Leistungsfähigkeit in der Ergometrie

Die dynamische muskuläre Leistungsfähigkeit, die über eine ausbelastende Fahrradergometrie gemessen wurde, stieg in allen drei Gruppen, besonders in der WS-Gymnastikgruppe und der Kraft-Trainingsgruppe, in denen signifikante Verbesserungen feststellbar waren. Dabei kam es in der WS-Gymnastikgruppe in der Abschluss-Untersuchung zu einer höheren durchschnittlichen Herzfrequenz und maximalen Leistung bei gleichzeitig gestiegenem maximalen Laktat. Dies spricht dafür, dass sich die Frauen gegenüber der Eingangs-Untersuchung mehr ausbelasten konnten. Ein Grund dafür ist sicher das gewonnene Vertrauen in die eigene Leistungsfähigkeit durch das regelmäßige Training und die größere Bereitschaft, sich anzustrengen. In der Kraft-Trainingsgruppe kam es ebenfalls zur Verbesserung der durchschnittlichen maximalen Leistungsfähigkeit, allerdings bei geringerem Laktatanstieg. Hier scheint das regelmäßige Training zum Anstieg der muskulären Leistungsfähigkeit geführt zu haben. Dies entspricht einer Veröffentlichung von Hoff (2002), der ebenfalls durch Verbesse-

rungen im 1-RM eine höhere aerobe Leistungsfähigkeit feststellen konnte, die er auf eine erhöhte Arbeitsökonomie und damit auf eine bessere Ausnutzung des aeroben Potentials zurückführt. Diese Verbesserungen werden durch die optimaler abgestimmte inter- und intramuskuläre Koordination sowie die Vergrößerung der aktiven Muskelquerschnittsfläche hervorgerufen. Die Teilnehmerinnen in der Galileo-Trainingsgruppe konnten keine wesentlichen Steigerungen der Leistungsfähigkeit erreichen. Das könnte unter anderem daran liegen, dass diese Gruppe bereits zu Studienbeginn eine etwas höhere relative Leistung erreicht hatte.

Signifikante Gruppenunterschiede bestanden aber nur in der Laktatentwicklung, während alle anderen Parameter bezüglich ihrer Veränderungen aus statistischer Sicht zwischen den Gruppen vergleichbar blieben.

3.8.7 Veränderungen der Stoffwechselfparameter

In der Galileo-Trainingsgruppe ergab sich im Studienverlauf ein verbessertes, aber nicht signifikant verändertes LDL-/HDL-Verhältnis. Eine eindeutige Ursachenzuschreibung ist nicht möglich. Am wahrscheinlichsten erscheint aber ein geändertes Ernährungsverhalten im Studienverlauf. Die Veränderungen der anorganischen Phosphat-Konzentration im Studienverlauf konnten nicht genauer erklärt werden.

3.8.8 Trainingseffekte auf Befindlichkeit und Schmerzempfinden

Die vorliegenden Ergebnisse sprechen deutlich für die positiven Effekte eines regelmäßigen Trainings auf die Befindlichkeit und auf Rücken- und Nackenschmerzen. Besonders günstig erwies sich in dieser Studie die Wirbelsäulengymnastik, bei der sich im Lauf der Studie zahlreiche signifikante Verbesserungen der Befindlichkeit und der Rücken- und Nackenschmerzen sowohl im ersten Untersuchungshalbjahr als auch im gesamten Trainingszeitraum zeigten. Auch wenn diese signifikanten Ergebnisse aufgrund der Stichprobenanzahl nicht überbewertet werden sollen, decken sie sich doch mit Ergebnissen anderer Veröffentlichungen, die vor allem durch moderate Trainingsintensitäten einen günstigen Einfluss finden konnten (Weyerer und Kupfer 1994).

Diese Ergebnisse haben besondere Bedeutung, da es sich um die Auswirkungen einer länger durchgeführten Trainingsmaßnahme handelt, während in der Literatur häufig nur Interventionszeiträume von zehn bis zwölf Wochen verwendet werden (DiLorenzo et al. 1999; Moses et al. 1989), die zwar einen geringeren organisatorischen Aufwand bedeuten, denen aber auch keine langfristige Einflussnahme zugeschrieben werden kann.

Die Verbesserung von Schmerzempfinden oder Befindlichkeit durch regelmäßiges Training darf in ihren Auswirkungen nicht unterschätzt werden, da zum einen viele Frauen mit Osteoporose an starken Rückenschmerzen leiden und dies zu einer deutlichen Beeinträchtigung der Lebensqualität führen kann, und zum anderen Rückenschmerzen gravierende Auswirkungen auf die Gleichgewichtsfähigkeit, auf das Gangbild und die Mobilität haben und so das Sturzrisiko erheblich erhöhen (Liu-Ambrose et al. 2002).

Nach Bartl (2001, S.34) besteht auch ein Zusammenhang zwischen einer erniedrigten Knochendichte und einer depressiven Stimmungslage, vermutlich bedingt durch höhere Spiegel von Stresshormonen, geringere körperliche Aktivität oder Appetitmangel. Diesen Faktoren kann durch die regelmäßige sportliche Aktivität entgegengewirkt werden.

Einschränkungen erhalten die Ergebnisse durch verschiedene Aspekte. Das psychische Befinden oder auch Schmerzen sind oft eine vorübergehende Erscheinung, die sich auch ohne spezielle Maßnahmen verändern würden, so dass festgestellte Verbesserungen nicht zwangsläufig auf das Training zurückzuführen sind. Andererseits könnte es auch sein, dass die tatsächlichen Effekte durch regelmäßiges Training bei Frauen mit Osteoporose höher wären, da die Selbstselektion durch die freiwillige Studienteilnahme eventuell dazu geführt hat, dass vor allem Frauen mit besserem Befinden und geringeren Schmerzen an der Studie teilnahmen und so nur geringere Veränderungen erreichbar waren.

Messvariablen wie die visuelle Analogskala sind nur eingeschränkt in der Lage, die Veränderungen, die die Teilnehmerinnen auf psychischer Ebene durch das Trainingsprogramm erfahren, zu erfassen und in einem wissenschaftlichen Rahmen wiederzugeben. Die positiven Veränderungen, die fast alle teilneh-

menden Frauen immer wieder im Training oder bei den Untersuchungsterminen mitteilten, konnten über die VAS nur schwach widergespiegelt werden. Viele Frauen beschrieben Verbesserungen wie „deutlich gesteigertes Selbstbewusstsein“, „größere Zufriedenheit mit dem eigenen Körper“, „leichtere Bewältigung des Alltags“, „verbessertes Wohlbefinden“ oder „Es entsteht ein vollkommen neues Lebensgefühl durch das regelmäßige Training“.

Auch neu geschlossene Freundschaften, das Zusammentreffen und der Austausch mit anderen Betroffenen im Rahmen des Trainings spielen im Alter, das häufig durch den Übergang vom Berufsleben ins Rentenalter oder durch eine veränderte Familiensituation gekennzeichnet ist, eine wichtige Rolle. Diese positiven Erfahrungen führten vermutlich dazu, dass die Teilnehmerinnen der WS-Gymnastikgruppe auch die zweite Trainingseinheit in der Woche, die zu Hause durchgeführt werden hätte können, vorwiegend in der Gruppe unter Anleitung absolvierten.

Die gute Betreuung durch die Übungsleiter, die spürbaren Verbesserungen durch das Training und das Wohlfühlen in der Gruppe wurden wiederholt als wesentliche Motivation für die regelmäßige Teilnahme von den Frauen erwähnt und bestätigen die, im Rahmen der „Drop-Out-Problematik“ dargestellten Überlegungen, dass gerade in gesundheitsorientierten Kursen die Trainingsinhalte in einen ganzheitlichen Rahmen gefasst werden müssen, der auch die psychosozialen Komponenten umfasst und das Erleben von Wohlbefinden in möglichst jeder Kurseinheit ermöglicht.

Zusammenfassend kann man aus den Ergebnissen den Schluss ziehen, dass auch die Wirbelsäulengymnastik eine wesentliche Rolle in der Prävention der Osteoporose spielt, auch wenn die Kraftverbesserungen dabei nicht an erster Stelle stehen. Im Rahmen eines intensiveren Krafttrainings an Geräten sollten bei Frauen in dieser Altersgruppe Elemente der Wirbelsäulengymnastik mit lockernden Übungen oder Entspannungsformen integriert werden, um positive Veränderungen auf Schmerzempfinden und Befindlichkeit zu fördern.

3.8.9 Zusammenhänge zwischen den Ergebnissen

3.8.9.1 Knochenparameter und anthropometrische Daten

In dieser Studie konnten keine Zusammenhänge zwischen dem Body-Mass-Index und Knochenparametern, wie sie in der Literatur erwähnt werden, gefunden werden (Revilla et al. 1997). Auch die Größe oder das Körpergewicht korrelierten in der Gesamtgruppe im Gegensatz zu anderen Veröffentlichungen (Gillette-Guyonnet et al. 2000; Wolff et al. 1999) nicht mit den Knochenparametern. Dies könnte daran liegen, dass die vorliegenden Gruppen zu klein waren und so individuelle Einflüsse stärker zum Tragen kamen. Darüber hinaus wurden in diese Gruppe nur normalgewichtige Frauen aufgenommen, so dass die Korrelationen nicht so deutlich wie in anderen Studien auftreten konnten.

3.8.9.2 Veränderungen innerhalb der Knochenparameter

Die Veränderungen an der LWS und am Collum zeigten keinen direkten Zusammenhang mit den Ausgangswerten. Es könnte zwar davon ausgegangen werden, dass Frauen mit besseren Knochendichtewerten mehr profitieren, da mehr intakte Trabekelverbindungen vorhanden sind. Gleichzeitig ist es aber möglich, dass manche Frauen deswegen bessere Knochendichtewerte hatten, da sie bisher aktiver waren, so dass die zusätzlichen Reize durch die Studie keine so deutlichen Auswirkungen zeigen konnten.

Die Veränderungen zwischen der Lendenwirbelsäule und dem Collum zeigten keinen Zusammenhang, da am Collum eher von lokalen Effekten durch das Training ausgegangen werden muss, während Veränderungen an der LWS auch von systemischen Faktoren beeinflusst werden. Mögliche Korrelationsbetrachtungen werden aber dadurch erschwert, dass die Veränderungen an der Hüfte und an der LWS nicht parallel verlaufen. So ist die Lendenwirbelsäule besonders in der Menopause vom Abbau der Knochenmasse betroffen, während Verluste an der Hüfte vor allem bei älteren Personen gehäuft auftreten. Prinzipiell sollten zur Bewertung der Knochenparameter sowohl die LWS als auch die Hüfte herangezogen werden (O'Gradaigh et al. 2003).

3.8.9.3 Knochenmarker und Knochenmassenveränderungen

In der Kraft-Trainingsgruppe bestand eine negative Korrelation zwischen der Knochendichte an der Lendenwirbelsäule und der CTx-Konzentration

($r = -0,509$) zu Studienbeginn. Die Veränderungen der Knochendichte an der LWS korrelierte allerdings nicht mehr mit der Höhe der CTx zu Studienbeginn.

Der Anstieg des Osteocalcins korrelierte in der Kraft-Trainingsgruppe und WS-Gymnastikgruppe negativ mit den Knochenmassen an der Lendenwirbelsäule, wie es auch in anderen Studien beschrieben wird (Chapurlat et al. 2000; Garnero 2000; Looker et al. 2000). Ein Zusammenhang zwischen dem Knochenmassenabbau und dem Anstieg der Resorptionsmarker, denen eine größere Aussagefähigkeit bezüglich des Knochenmassenverlustes zugeschrieben wird als den Formationsmarkern (Gasser 2001), konnte nur in der Kraft-Trainingsgruppe gefunden werden. Die prozentuale Veränderung des anorganischen Phosphats korrelierte in der Kraft-Trainingsgruppe mit den prozentualen Veränderungen der CTx. In der Gesamtgruppe oder den anderen Trainingsgruppen bestand keine Korrelation zwischen diesen beiden Parametern. Die gefundenen Korrelationen zwischen Alter, Veränderungen des BMD an der Lendenwirbelsäule und Knochenmarker spiegeln in der Kraft-Trainingsgruppe den systemischen Einfluss an der LWS wider, der in dieser Gruppe deutlicher zum Tragen kommt, da hier scheinbar einige der jüngeren Teilnehmerinnen zu den sogenannten „Fast loosern“ zu zählen sind.

Die Kontrolle der Veränderungen am Knochen über Knochendichtemessungen und Untersuchung der Knochenstoffwechselfparameter erhöht die Möglichkeiten in der Osteoporosedagnostik und –therapie. Genaue Einteilungskriterien als Orientierungsrichtlinien, wie sie für Knochendichtemessungen durch Verwendung des T- oder Z-Scores von der WHO getroffen wurden, fehlen allerdings, so dass es insbesondere bei den Formationsmarkern schwierig ist zu sagen, inwieweit eine Erhöhung der Werte als positive Anpassung des Knochens und verstärkter Knochenanbau gesehen werden kann bzw. ab welchem Wert ein erhöhter, krankhafter Turnover angenommen werden muss. Weiterführende Untersuchungen, die die Beziehung zwischen den Formations- und Resorptionsmarker genauer bestimmen und ein ideales Verhältnis dieser Marker, ähnlich der Beurteilung des Fettstoffwechsels über das Verhältnis LDL zu HDL, beschreiben könnten, würden die Möglichkeit der Bewertung des Knochenstoffwechselstatus verbessern.

3.8.9.4 Knochen- und Kraftparameter

Zwischen den Veränderungen der Kraft- und Knochenparameter konnten in dieser Studie für die Gesamtgruppe keine Zusammenhänge gefunden werden. In der Kraft-Trainingsgruppe zeigte sich ein mäßiger Zusammenhang zwischen der Veränderung des BMD an der Lendenwirbelsäule und der Veränderung des 1-RM der Beine, während in der WS-Gymnastikgruppe eine mäßige Korrelation zwischen der Veränderung des 1-RM der Beine und der Veränderung des BMD am Collum gefunden wurde. Andere Autoren berichten von Korrelationen zwischen der Rückenmuskulatur und dem lumbalen BMD bzw. zwischen den Hüftadduktoren und dem BMD am Collum (Eickhoff et al. 1993; Snow-Harter et al. 1990). Blain (2001) sowie Rhodes (2000) fanden Zusammenhänge zwischen der Zunahme der Beinkraft und den Veränderungen des BMD am Oberschenkelhals bzw. der LWS, so dass sie eine protektive Wirkung des Trainings in diesen Bereichen sehen. Diese Korrelationen sollten allerdings nicht überbewertet werden, da der BMD neben den mechanischen Reizen auch von anderen Faktoren wie Ernährung, Geschlecht, Alter, Hormonen oder genetischen Faktoren beeinflusst wird (Owings et al. 2002).

Die Kraftparameter korrelierten untereinander nicht, wie der unterschiedliche Anstieg der Werte des 1-RM und des isometrischen Drehmoments während des Studienverlaufs bereits vermuten ließ. Dies zeigt, dass die Testauswahl für Studien oder für die Trainingsüberwachung gezielt erfolgen muss. Studien, in denen verschiedene Testformen verwendet werden, können in ihren Ergebnissen nicht verglichen werden.

3.8.9.5 Kraftparameter und Befindlichkeit

Es wäre zu vermuten, dass sich eine verbesserte Muskulatur positiv auf Befindlichkeit und Schmerzempfinden auswirkt. Dieser direkte Zusammenhang konnte im Rahmen der vorliegenden Studie nicht nachgewiesen werden, da vor allem die WS-Gymnastikgruppe trotz des geringeren Kraftanstiegs in diesen Bereichen besonders profitierte. Dies liegt vermutlich daran, dass zahlreiche Faktoren das Befinden und das Schmerzempfinden beeinflussen.

Die Darstellung möglicher Korrelationen zwischen Kraftwerten, Psyche oder Schmerzempfinden wird aber erschwert, da die Veränderungsmöglichkeiten der Kraftwerte nach oben offen waren, während die VAS-Skala bei 100 aufhört. Ei-

nige Frauen wiesen bereits zu Beginn der Studie ein gutes Befinden auf oder waren schmerzfrei, so dass sie keine weiteren Verbesserungen durch das Training über die Messparameter beschreiben konnten, auch wenn sie spürbare Veränderungen hatten.

3.8.10 Stellenwert der Trainingsprogramme in der Osteoporose-Prävention

3.8.10.1 Bedeutung der Wirbelsäulengymnastik in der Osteoporose-Prävention

Es gibt mittlerweile zahlreiche Studien und Meta-Analysen, die die Wirksamkeit von Rückenschulen bzw. der Wirbelsäulengymnastik in Bezug auf Rückenschmerzen bewerten und zu unterschiedlichen Ergebnissen kommen (Di Fabio 1995; Lühmann et al. 1999; Nentwig 1999). Am ehesten scheinen Rückenschulen effektiv zu sein, die bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen durchgeführt werden und arbeitsplatzbezogene Maßnahmen beinhalten. Allerdings besteht trotzdem noch viel Unklarheit über die Wertung und Wichtigkeit verschiedener Inhalte. Kritisiert wird zum einen, dass viele Rückenbeschwerden auch ohne Behandlung verschwinden, zum anderen, dass durch die Rückenschulen die Gefahr besteht, bei den Teilnehmern eine Fokussierung auf die Beschwerden und damit eine Chronifizierung hervorzurufen.

Die fehlende Effektivität mancher Rückenschulprogramme ist häufig auf die geringe Zeitdauer der Intervention zurückzuführen. So war die Skandinavische Rückenschule nach Forssell (1981) auf vier Stunden über zwei Wochen konzipiert und auch im Überblick von Cohen (1994) und van Tulder (1997) werden zahlreiche Programme beurteilt, die nur wenige Stunden und einen kurzen Trainingszeitraum umfassen. Große Langzeiteffekte ohne kontinuierliches Training zu erwarten, ist unrealistisch. Die Bewertung von Rückenschulprogrammen über Reviews oder Meta-Analysen ist schwierig, da die Inhalte der Programme sehr unterschiedlich sind und viele Studien nicht als randomisierte kontrollierte Studien durchgeführt wurden.

In dieser Studie lassen sich deutlich positive Effekte durch eine regelmäßige, gut geführte Wirbelsäulengymnastik zeigen, die zwar eine geringere Kraftentwicklung ermöglichte als herkömmliches Krafttraining, aber doch zu einer deutlichen Anhebung des Leistungsniveaus und damit zur besseren Bewältigung

des Alltags führte. Diese Aussagen beziehen sich aber auf eine Wirbelsäulengymnastik, die von den Teilnehmerinnen regelmäßig zweimal in der Woche über 45 Minuten durchgeführt wurde und ein intensives Gymnastikprogramm beinhaltete, das zwar geringere Reize als ein Krafttraining ermöglichte, sich aber deutlich von einem leichten Gymnastikprogramm unterschied, das kaum Trainingsreize setzen kann. Die erreichten Verbesserungen entsprechen den Ergebnissen von Bemben (2000), der auch bereits durch Training mit niedriger Intensität Kraftsteigerungen feststellen konnte. Gerade die mäßige Intensität zeigt eine positive Wirkung auf das Allgemeinbefinden und auf die Abnahme der Rücken- und Nackenschmerzen. Turner (1998a) weist auch darauf hin, dass eine Kräftigungsgymnastik auf niedrigem Niveau das Fraktur-Risiko durch eine Verbesserung der Muskelkraft, des Gleichgewichts und der Standsicherheit verbessern kann, auch wenn nur geringe Veränderungen der Knochenmassen festgestellt werden können. Die Bewertung von Trainingsprogrammen aufgrund der Knochenmassenveränderungen stellt Turner grundsätzlich in Frage. Als entscheidende Aufgabe solcher Interventionen sieht er die Reduktion osteoporosetypischer Frakturen.

Die vorliegenden Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass auch die Wirbelsäulengymnastik ihren Stellenwert in der Prävention der Osteoporose hat und besonders weniger belastbare Frauen oder Frauen, die in den letzten Jahren sportlich nicht aktiv waren, davon profitieren können. Bei der Diskussion um die mögliche Höhe der Trainingsintensität und die Gefahren durch eine mögliche Überlastung sollte man die Intensität nicht zu gering wählen und im Trainingsverlauf auch auf Steigerungsmöglichkeiten achten. Es darf nicht übersehen werden, dass auch im Alltag hohe Reize erfolgen, etwa wenn man Stufen aus einem Bus aussteigt, die Balance in einem fahrenden Zug halten muss, beim Treppen steigen eine Stufe übersieht oder ein fest verschlossenes Marmeladenglas aufmachen möchte. Ein präventives Training muss sich an diesen alltäglichen Reizen orientieren und auch in einer Wirbelsäulengymnastik entsprechende Reize setzen.

Die Frage nach der Trainingsintensität verdeutlicht die große Bedeutung von präventiven Programmen. Frauen mit starker Osteoporose, die bereits mehrfach Wirbelkörperfrakturen erlitten haben, müssen viele Alltagsreize auf den

Knochen vermeiden und auch im Training Gymnastikübungen auf sehr niedrigem Intensitätsniveau ausführen, so dass kaum Trainingseffekte entstehen können. Viele Übungen sind ihnen nicht mehr möglich oder werden aus Angst vor neuen Wirbelkörperbrüchen vermieden. Dies führt zu einem Teufelskreis aus Inaktivität, Sarkopenie und Osteoporose, erschwert eine Teilnahme an Gruppenprogrammen und führt zur Isolation, von der Frauen mit starker Osteoporose aufgrund ihrer Einschränkungen im Alltag sowieso oft betroffen sind.

3.8.10.2 Krafttraining mit oszillierenden Geräten im Rahmen der Osteoporose-Prävention

Das Galileo-Krafttraining ermöglichte deutliche Kraftsteigerungen im Bereich der Beine und eine etwas geringere Verbesserung der Armkraft trotz der relativ kurzen Trainingsdauer von wenigen Minuten und war im Hinblick auf die Kraftparameter der Wirbelsäulengymnastik deutlich überlegen. Diese Effekte konnte Schlumberger (2001) nicht finden. Allerdings betrug die Trainingsdauer seiner Gruppe nur sechs Wochen, so dass Veränderungen lediglich auf neuronaler Ebene zu erwarten waren, während in der vorliegenden Studie auch von hypertrophen Vorgängen ausgegangen werden kann. Darüber hinaus verwendete er ausschließlich isometrische Testverfahren, die eventuell die Anpassungen nicht so gut erfassen konnten. Da sich der Knochen an mechanische Reize anpasst und so eine kontinuierliche Reizsteigerung erfolgen muss, wurden in dieser Studie auf der Galileo-Wippe zusätzlich zur Vibration von den Teilnehmerinnen Gewichtswesten oder Hanteln verwendet, die im Trainingsverlauf hinsichtlich des Gewichts gesteigert wurden. Nach einigen Monaten war hier keine Steigerungsmöglichkeit mehr vorhanden, da die Gewichtswesten oder die Zusatzhanteln zu schwer zum Tragen geworden wären. Auch bei der Galileohantel konnte das Zusatzgewicht nach einigen Monaten nicht mehr gesteigert werden, da sonst keine sichere Hantelführung mehr möglich war und vermehrt Schulterbeschwerden auftraten. Dadurch kam es in der Galileo-Trainingsgruppe vor allem im ersten Halbjahr zu deutlichen Anpassungen, denen im weiteren Verlauf nur noch geringfügige Kraftgewinne folgten.

Die deutlichen Veränderungen, die am Knochen durch die Verwendung der hochfrequenten Reize vermutet werden könnten, ließen sich in diesen Gruppen nicht nachweisen. Im Hinblick auf Veränderungen der Befindlichkeit und der

Schmerzwahrnehmung zeigte diese Gruppe ähnliche Ergebnisse wie die Kraft-Trainingsgruppe und führte nur zu leichten Verbesserungen.

Das Galileo-Krafttraining scheint eine Möglichkeit zu bieten, Reize für Knochen und Muskulatur zu setzen und kann auch in der Osteoporoseprophylaxe sinnvoll eingesetzt werden. Da keine Verbesserungen der Befindlichkeit, des Schmerzempfindens oder der muskulären Leistungsfähigkeit festgestellt wurden, scheint die Verwendung des Galileo-Krafttrainings eher als ergänzende Möglichkeit zur Kraftsteigerung in Kombination mit anderen Trainingsprogrammen geeignet.

3.8.10.3 Stellenwert des konventionellen Krafttrainings in der Osteoporose-Prävention

Das konventionelle Krafttraining ermöglichte eine kontinuierliche Kraftsteigerung über den gesamten Studienverlauf. Durch die Verwendung mehrerer Geräte können alle wesentlichen Muskelgruppen gezielt und dosiert trainiert werden, so dass das Krafttraining zur Prävention der Osteoporose besonders gut geeignet ist. Von großer Bedeutung zeigte sich aber eine gründliche Einweisung in die Geräte sowie eine engmaschige Betreuung während des Trainings, da bestehende degenerative Veränderungen individuelle Anpassungen des Trainingsprogramms erfordern. Im Hinblick auf die Beeinflussung des Knochenstoffwechsels scheint das Krafttraining besonders im Bereich des Oberschenkelhalses effektiv gewesen zu sein. Die Größenanpassungen, die zwar nur gering, aber doch bei fast allen Frauen dieser Gruppe vorhanden waren, könnten die Ergebnisse anderer Veröffentlichungen bestätigen, dass besonders intensives Krafttraining zu Anpassungen am Knochen führt.

Die Verbesserung des Befindens und der Rücken- und Nackenschmerzen fiel geringer aus als in der WS-Gymnastikgruppe. Allerdings fand die Befragung direkt nach dem Training statt, zu einem Zeitpunkt, an dem die Frauen angestrengt waren und sich müde fühlten. Die angegebenen Werte wären nach einer kurzen Erholungsphase eventuell höher gewesen. Es ergaben sich aber auch für die Parameter „am Morgen“ oder „vor dem Training“ beim Vergleich der Anfangs- und Abschlusswerte keine so deutlichen Verbesserungen wie in der WS-Gymnastikgruppe. Die Ergänzung eines Krafttrainings mit leichten Lockerungs-, Koordinations- und Entspannungsübungen am Ende des Trainings

stellt in der Osteoporose-Prävention eine sinnvolle Erweiterung der Inhalte dar, um eine ganzheitliche Verbesserung zu erreichen.

Das Krafttraining ist besonders für Frauen mit besseren konditionellen Voraussetzungen eine empfehlenswerte körperliche Betätigung. Aufgrund der teuren Trainingsgeräte kann diese Trainingsform nicht überall angeboten werden bzw. sind die Mitgliedsbeiträge in entsprechenden Fitness-Studios oder -Vereinen relativ teuer, so dass sie nicht für alle älteren Frauen in Frage kommen. Außerdem muss das Interesse vorhanden sein, selbständig an den Krafttrainingsgeräten zu arbeiten, sonst kann keine langfristige regelmäßige Trainingsteilnahme erreicht werden.

Zusammenfassend lassen die Ergebnisse den Schluss zu, dass alle Trainingsprogramme eine effektive Maßnahme zur Vorbeugung der Osteoporose darstellen. Auch wenn durch die Wirbelsäulengymnastik ein geringerer Kraftgewinn möglich ist, sind doch deutliche Veränderungen erreichbar, die dieses Training für geringer belastbare Frauen oder als Einstieg für Frauen, die lange nicht mehr sportlich aktiv waren, sinnvoll erscheinen lassen oder eine Alternative bieten, wenn keine Krafttrainingsgeräte zur Verfügung stehen. Das Galileo-Krafttraining kann bei entsprechender Dosierung eine gute, ergänzende Trainingsmöglichkeit im präventiven Bereich bieten. Als alleiniges Trainingsprogramm erscheinen die oszillierenden Geräte weniger geeignet, da die Steigerung der Trainingsintensität über einen längeren Zeitraum und die Variation des Trainings für ältere Frauen schwer realisierbar sind. Die geringen Veränderungen bezüglich Befinden und Schmerz Wahrnehmung könnten dazu führen, dass das Training nicht langfristig durchgeführt wird. Das konventionelle Krafttraining stellt die Basis für ausreichend hohe mechanische Reize dar, die sich gut und altersgemäß dosieren lassen. Um auch psychosozialen Aspekten gerecht zu werden, ist für viele Frauen ein Krafttraining in speziellen Osteoporosegruppen besonders günstig, in denen eine individuelle Betreuung und der Austausch mit anderen Betroffenen möglich ist. Ergänzend zum Training an den Trainingsgeräten könnten Elemente der Wirbelsäulengymnastik mit einbezogen werden, die bei Frauen in diesem Alter besonders positive Effekte auf die Befindlichkeit haben.

Wichtig ist es, bei der Entscheidung zwischen den Trainingsprogrammen, die individuellen Interessen der betroffenen Frauen zu berücksichtigen, um eine langfristige Teilnahme in dem jeweils bevorzugten Trainingsprogramm zu erreichen. Von großer Bedeutung ist auch die Einflussnahme auf den Lebensstil der Betroffenen. Ein aktiveres Alltagsverhalten ermöglicht die Setzung vieler kleiner Reize, etwa durch Treppen steigen statt Aufzug fahren oder längere Spaziergänge statt der Benutzung von Verkehrsmitteln, und kann positive Auswirkungen auf den Knochen haben, wie Lunt im Rahmen der EVOS-Studie (European Vertebral Osteoporosis Study) (Lunt et al. 2001) feststellte.

3.9 Schlussfolgerungen

Es kann davon ausgegangen werden, dass Sport einen großen Stellenwert in der Vorbeugung der Osteoporose hat, auch wenn sich die starken Veränderungen der Knochenparameter aus den Tierversuchen und Querschnittsstudien in longitudinalen Studien, insbesondere bei Frauen nach der Menopause, nicht nachweisen lassen. Es scheint, dass der Sport vor allem die Möglichkeit bietet, die Knochenmasse zu erhalten, während eine Zunahme in höherem Alter schwer zu erreichen ist.

In jungen Jahren hat der Sport große Bedeutung, um die Entwicklung der Spitzenknochenmasse zu unterstützen. In diesem Alter sind vor allem Sportarten mit hohen Reizen auf den Knochen sinnvoll, da in dieser Phase die Adaptionfähigkeit des Knochens am größten ist (Heinonen et al. 2000). Gezielte sportliche Betätigung gewinnt in unserer heutigen Zeit immer mehr an Bedeutung, da unser sitzender Lebensstil, die häufig ungesunde Ernährung und bei Mädchen eventuell die frühzeitige Einnahme von Kontrazeptiva eine Verschlechterung der Knochenwerte von Generation zu Generation befürchten lassen. Gerade in jungen Jahren wird der Grundstock für einen gesunden Knochen gelegt (Mosekilde 1995; Sabatier et al. 1999; Vessey et al. 1998; Weaver et al. 2001).

Im Erwachsenenalter ist eine kontinuierliche sportliche Betätigung wichtig, um den Erhalt einer gesunden Knochenstruktur zu fördern und den Abbau von Trabekeln zu verhindern. Die Osteoporose muss vor allem präventiv bekämpft werden, da ein starker Verlust der Trabekel bisher nicht wieder rückgängig gemacht werden kann. Medikamente, die den BMD wieder ansteigen lassen, in-

dem sie die Resttrabekel verdicken, haben nur einen geringen Einfluss auf das Elastizitätsmodul und die Festigkeit und damit auf die Knochenqualität (Guo und Kim 2002).

Auch in höherem Alter hat regelmäßiges Training große Bedeutung. Solange keine Kontraindikationen vorliegen, kann ein Krafttraining sicher und effektiv durchgeführt werden. Allerdings müssen mit zunehmendem Alter individuelle Beschwerden und degenerative Veränderungen berücksichtigt werden, da sonst Arthrosen und andere orthopädische Beschwerden aktiviert werden (Forwood 2001). Dennoch ist auch bei älteren Personen ein deutlicher Kraftzuwachs möglich. Befindlichkeit und Schmerzempfinden können verbessert und eine bessere Bewältigung des Alltags erreicht werden. Entscheidend ist die deutliche Verminderung des Sturzrisikos. Positive Effekte im Rahmen der Sturzprophylaxe konnten in dieser Studie nicht untersucht werden, da die meisten Teilnehmerinnen wenig Defizite aufwiesen, so dass Veränderungen schwer nachzuweisen gewesen wären. Dass körperliches Training das Sturzrisiko durch Verbesserung der Muskelkraft, der Gleichgewichtsfähigkeit und der Koordination verringert, wurde aber schon in größeren Studien nachgewiesen (Buchner et al. 1997; Tinetti et al. 1994).

Im Gegensatz zu Medikamenten wirkt sich Sport nicht nur auf die Knochendichte, sondern auch auf die Muskulatur, den allgemeinen Gesundheitszustand oder vorhandene Risikofaktoren positiv aus (Layne und Nelson 1999). Körperliche Aktivität ermöglicht eine positive Beeinflussung anderer Beschwerden, die im Alter gehäuft auftreten, wie Bluthochdruck, verringerte Insulinsensitivität oder Fettstoffwechselstörungen und unterstützt eine gesunde Lebensweise (Skinner 1989).

Medikamente können die Knochenmasse verbessern und dabei die intrinsischen biomechanischen Eigenschaften verschlechtern. Bestes Beispiel dafür ist die Gabe von Fluor, die zwar die Knochendichte erhöhte, aber langfristig zu brüchigerem Knochen führte. Diskutiert werden aus diesem Grund auch die Bisphosphonate, die die Knochenresorption hemmen und die -formation fördern sollen. Der Knochenumbau wird gebremst, aber dadurch wird das Knochengewebe auch älter und eventuell brüchiger. Mikroschäden werden nicht mehr repariert (Turner 2002). Natürlich sind die Effekte durch die sportliche Betätigung

begrenzt und bei einer krankhaft bedingten Abnahme der Knochenmasse wird die Verordnung von geeigneten Medikamenten unerlässlich sein. Allerdings ist auch hier zu überlegen, inwieweit die Einnahme von Medikamenten ohne mechanische Reize durch körperliche Betätigung zu einer sinnvollen Anlagerung von Knochenmasse an entscheidenden Stellen führen kann.

Das Grundproblem des Trainings ist die nötige regelmäßige Durchführung (Karlsson et al. 2001). Gerade im Alter zwischen 20 und 60 Jahren treiben viele Erwachsene keinen Sport, da sie stark in familiäre und berufliche Verpflichtungen eingebunden sind. Nach dieser langen Pause ist für viele Personen der Neubeginn sportlicher Aktivitäten schwierig. Erschwert wird dies durch das Fehlen geeigneter Sportgruppen. Aufgrund der altersbedingt zunehmenden Einschränkungen im orthopädischen und kardiopulmonalen Bereich sind viele allgemeine Sportangebote für ältere Frauen ungeeignet. Eine Teilnahme in Fitnessgruppen von Vereinen stellt für körperlich eingeschränkte Personen häufig eine Überforderung dar. Der Weg in ein Fitness-Studio ist oft mit einer hohen Hemmschwelle verbunden. Krafttraining erfordert gerade bei älteren Frauen, die keine sportliche Vergangenheit aufweisen, eine gute Anleitung und Motivation zur langfristigen und regelmäßigen Teilnahme unter Berücksichtigung eventuell vorliegender Beeinträchtigungen. Die geringe Intensität in Senioren-Gymnastikgruppen setzt häufig zu wenig trainingswirksame Reize. Auch finden sich in verschiedenen Trainingsgruppen und in der Literatur immer noch ungeeignete Trainingsinhalte oder Spielformen. Eine ärztliche Eingangsuntersuchung zur Abklärung der kardiopulmonalen und orthopädischen Belastbarkeit sollte vor Neubeginn einer sportlichen Betätigung durchgeführt werden.

Angesichts der finanziellen Notlage im Gesundheitswesen muss die Prävention in Zukunft einen anderen Stellenwert bekommen. Statistiken, die zeigen, dass 50 Prozent aller Menschen über 80 Jahren einmal im Jahr stürzen, dürfen nicht ohne Konsequenzen bleiben. Allein die Klinikbehandlung nach einer Oberschenkelhalsfraktur kostet annähernd 8000 Euro, die Gesamtbehandlungskosten betragen dafür etwa 26.000 Euro. Die Kosten für osteoporosebedingte Erkrankungen werden allein in Deutschland auf über zwei Milliarden Euro im Jahr geschätzt, Tendenz in Zukunft sicher steigend. Mit diesem Geld wäre die Finanzierung vieler Präventivkonzepte möglich. Es wird in Zukunft mehr denn je

nötig sein, vorbeugend aktiv zu werden und entsprechende Programme anzubieten. Daneben wird der Einzelne zunehmend Verantwortung für seine Gesunderhaltung übernehmen müssen, wie dies auch von Politikern gefordert wird. Dies macht verschiedene Ansätze erforderlich:

- In den Schulen muss eine altersgerechte Gesundheitsaufklärung, gekoppelt mit attraktiven und geeigneten Sportangeboten, erfolgen, die auch trainingswirksame Reize setzen. Gerade die heranwachsende Generation, die zunehmend von den Änderungen im Gesundheitswesen betroffen sein wird, muss lernen, selbstverantwortlich für die eigene Gesundheit zu sein und zur regelmäßigen lebenslangen körperlichen Betätigung angeregt werden.
- Es müssen weitere Untersuchungen durchgeführt werden, die zeigen, wie sich die frühzeitige und langfristige Einnahme von Kontrazeptiva auf den Knochenstoffwechsel bei Mädchen auswirkt.
- Bereits im mittleren Lebensalter sollte eine Aufklärung über Risikofaktoren der Osteoporose und mögliche Präventivmaßnahmen durch Frauenärzte, Orthopäden oder andere geeignete Stellen erfolgen.
- Eine große Bedeutung hat die Entwicklung von geeigneten Trainingsmöglichkeiten für betroffene Frauen in Vereinen, Volkshochschulen, Fitness-Studios oder anderen Einrichtungen, die ein gezieltes und angeleitetes präventives Muskelaufbautraining ermöglichen. Eine gute Betreuung ist dabei für eine langfristige Teilnahme für die meisten Frauen unabdingbar, da mit zunehmendem Alter vermehrt körperliche Beschwerden im Training berücksichtigt und in die Trainingsplanung miteinbezogen werden müssen.
- Die meisten Menschen werden heutzutage älter und viele davon verbringen ihren Lebensabend in Senioreneinrichtungen oder Altersheimen. Auch hier sind regelmäßige körperliche Aktivitäten dringend nötig, um die muskulären und geistigen Fähigkeiten soweit wie möglich zu erhalten. Einen wichtigen Inhalt stellen hier alle Elemente der Sturzprophylaxe dar, zu denen regelmäßige Gymnastik und Koordinationstraining gehören.

Die vorliegende kontrollierte und randomisierte Studie konnte zeigen, dass ein regelmäßiges Training deutliche Kraftgewinne erzielen und den altersbedingten Knochenabbau reduzieren kann. Daneben ist eine positive Beeinflussung der Befindlichkeit und des Schmerzempfindens bei vielen Teilnehmerinnen möglich.

75 Prozent der Frauen trainierten auch nach der Studie weiter, da die meisten froh waren, endlich, eine geeignete Trainingsmöglichkeit gefunden zu haben.

Es wird auch in Zukunft Aufgabe der Sportmedizin sein, den Nachweis des möglichen Nutzens von Sport für die verschiedenen Krankheitsbilder zu erbringen und die dafür nötigen Trainingsnormativen festzulegen. Im Gegensatz zu anderen Behandlungskosten ist Sport eine preisgünstige Alternative. Soll er allerdings präventiv oder therapeutisch eingesetzt werden, sind individuelle Dosierungsempfehlungen nötig. Frauen, denen vom Arzt empfohlen wird, sie sollen „ein bisschen Sport treiben“, um einer Osteoporose vorzubeugen, können mit diesem Rat meist wenig anfangen. Sie brauchen genaue Trainingsanweisungen und entsprechende Trainingsmöglichkeiten, die auf der Grundlage sportmedizinischer Erkenntnisse und der darauf basierenden Trainingsgestaltung einen präventiven oder therapeutischen Nutzen körperlicher Aktivität ermöglichen.

Präventive Programme haben in der Behandlung der Osteoporose eine große Bedeutung, da eine starke Abnahme der Knochenmassen, das damit verbundene Frakturrisiko oder bereits vorhandene osteoporosebedingte Frakturen zu Einschränkungen in den Alltagsaktivitäten, zu massiver Beeinträchtigung der Lebensqualität und zu starken Schmerzen führen können, die bisher immer noch schwierig zu behandeln sind.

4 ZUSAMMENFASSUNG

Älteren Frauen wird zur Vorbeugung der Osteoporose geraten, körperlich aktiv zu sein, ohne dass ihnen genaue Hinweise zur Art des Trainings gegeben werden. Ziel der vorliegenden Studie war es, durch den Vergleich dreier verschiedener Trainingsprogramme genauere Aussagen über effektive Trainingsmöglichkeiten geben zu können. Hintergrund dieser Arbeit bildeten grundsätzliche Überlegungen im Rahmen der bisherigen Erkenntnisse zum Knochenstoffwechsel und zum Einfluss der Muskulatur auf den Knochen. Daneben wurden die altersspezifischen Veränderungen in diesen Bereichen und die Auswirkungen körperlicher Aktivität auf die Psyche betrachtet, um aus ganzheitlicher Sicht die Ergebnisse der durchgeführten Trainingsprogramme beurteilen zu können.

In einer prospektiven, kontrollierten und randomisierten Studie über zwölf Monate trainierten 69 Frauen zweimal pro Woche über mindestens 40 Trainingswochen. Die postmenopausalen Frauen im 50. bis 70. Lebensjahr mit Osteopenie mussten gesund sein und durften keine Medikamente mit Einfluss auf den Knochenstoffwechsel einnehmen. Alle Frauen führten eine Wirbelsäulengymnastik durch. 26 Frauen trainierten zusätzlich im Rahmen eines konventionellen Krafttrainings bei 60 bis 80 Prozent des Einwiederholungsmaximums (1-RM) an neun Krafttrainingsgeräten (Keller und Berg, Deutschland). Weitere 23 Teilnehmerinnen ergänzten die Wirbelsäulengymnastik mit oszillierenden Trainingsgeräten (Galileo 2000, NOVOTEC, Pforzheim, Deutschland). Untersucht wurden die Veränderungen der Knochenmineraldichte und des Knochenmineralgehalts zu Beginn und am Ende der Studie an der Lendenwirbelsäule und am rechten Oberschenkelhals mittels DXA (Dual X-Ray Absorptiometry; Norland XR-26 Mark II, New York, USA). An Knochenstoffwechsellparametern wurden das Osteocalcin, die knochenspezifische alkalische Phosphatase und die carboxy-terminalen Crosslink-Telopeptide CTx halbjährlich im Serum untersucht und ausgewertet. Die Kraftparameter wurden halbjährlich über das 1-RM und das isometrische Drehmoment der Arme und Beine am m3Diagnos⁺ (Schnell, Peutenhausen, Deutschland) getestet. Am gleichen Gerät wurde die Haltekraft der Arme erfasst. Die Messung der Handkraft erfolgte über ein Handdynamometer (Sammson Preston, USA). Die Muskelfläche wurde halbjährlich über pQCT-Messungen (periphere quantitative Computertomogra-

phie; Stratec, Pforzheim, Deutschland) erfasst. Zu Beginn und am Ende der Studie fand eine ausbelastende Fahrradergometrie unter Blutdruck- und EKG-Kontrolle sowie mit Laktat-Bestimmung statt. Die Untersuchungsbedingungen wurden dokumentiert, und es wurde auf vergleichbare Wiederholungsmessungen geachtet. Die Veränderungen der Befindlichkeit und der Rücken- und Nackenschmerzen wurden über die visuelle Analogskala einmal pro Woche am Morgen, vor und nach dem Training erfasst. Die statistische Datenanalyse erfolgte mit dem Programmsystem SPSS 11 für Windows.

Die Maximalkraft in den Beinen verbesserte sich in der Kraft- und Galileo-Trainingsgruppe deutlich, während die Teilnehmerinnen der WS-Gymnastikgruppe nur geringere Gewinne erreichen konnten. Die Armkraft erhöhte sich in der Galileo-Trainingsgruppe vor allem im ersten Halbjahr, während die Kraft-Trainingsgruppe über den ganzen Untersuchungszeitraum Verbesserungen verzeichnen konnte. Die Trainingsreize in der WS-Gymnastikgruppe reichten nicht für wesentliche Veränderungen in der Armkraft. Die Veränderungen der Knochenparameter lassen eine Reduktion des altersbedingten Knochenverlustes an der Lendenwirbelsäule in allen drei Trainingsgruppen erkennen. Durch das konventionelle Krafttraining scheint es im Bereich des Collums zu Knochenanpassungen über eine Größenzunahme gekommen zu sein. In dieser Gruppe stieg auch die dynamische muskuläre Leistungsfähigkeit vermutlich über eine verbesserte Bewegungsökonomie am deutlichsten, während in der WS-Gymnastikgruppe ein Leistungsanstieg durch eine größere Anstrengungsbereitschaft feststellbar war. Positive Veränderungen der Befindlichkeit und des Schmerzempfindens konnten vor allem für die Teilnehmerinnen der WS-Gymnastikgruppe über den ganzen Studienzeitraum beobachtet werden. Es konnten keine wesentlichen Zusammenhänge zwischen den verschiedenen Untersuchungsparametern in dieser Studie gefunden werden.

Abschließend kann festgestellt werden, dass alle drei Trainingsprogramme mit unterschiedlichen Schwerpunkten geeignet sind, in der Prävention der Osteoporose eingesetzt zu werden.

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1:	Knochenresorption und -formation in einer BMU (Christiansen und Riis 1990, S. 33)	15
Abbildung 2:	Schematische Darstellung der Gap-Junction-Verbindungen (Donahue 2000, S. 418)	15
Abbildung 3:	Rolle der Gap Junctions und des lakuno-canaliculären Netzwerkes beim Knochenumbau (Donahue 2000, S. 420)	16
Abbildung 4:	Entwicklung eines Ersatzknochens (Tittel 1994, S. 38)	18
Abbildung 5:	Aufbau des Röhrenknochens mit Lamellenknochen und trabekulärem Knochen (Tittel 1994, S. 43)	19
Abbildung 6:	Osteon mit innerem Havers-Kanal und Osteozyten in den Lakunen (Netter 1992, S.135).....	20
Abbildung 7:	Kortikaler Knochenquerschnitt mit unterschiedlicher Anordnung der Osteone (Palumbo et al. 2001, S. 328)	20
Abbildung 8:	Trabekulärer Femurknochen eines 47-jährigen Mannes (links) und LWK einer 63-jährigen Frau (rechts) mit dünnen horizontalen Trabekeln (Kothari et al. 1998, S. 438)	21
Abbildung 9:	Schematische Darstellung der Modeling- und Remodeling-Prozesse (Burger und Klein-Nulend 1999, S. 106)	22
Abbildung 10:	Selbstregulationsmechanismen über Achsenkorrektur nach Knochenbrüchen (Netter 1992, S. 187).....	23
Abbildung 11:	Knochenumbau in einer BMU (Löffler 2001, S. 673)	24
Abbildung 12:	Darstellung des Knochenumbaus an der Trabekeloberfläche im Rasterelektronenmikroskop (Mosekilde 2000, S. 5)	25
Abbildung 13:	Zelldeformierung als Reaktion auf mechanische Reize (Basso und Heersche 2002, S. 348)	26
Abbildung 14:	Schwellenkonzept zur Knochenanpassung nach Frost (Basso und Heersche 2002, S. 348)	27
Abbildung 15:	Regelkreis zwischen mechanischen Reizen und Knochenreaktion unter Einbeziehung des Mechanostats und der Kommunikationsmechanismen der Gap Junctions (Donahue 1998, S. 87)	28
Abbildung 16:	Das Basic Bone Cellular System im Remodeling-Zyklus (Palumbo et al. 2001, S. 331)	30
Abbildung 17:	Ergebnis der Knochendichtemessung an einer Probandin mit dem Norland XR-26 Mark II	35
Abbildung 18:	Darstellung der Trajektionslinien im Oberschenkelhals nach einem Modell von Pauwels im Vergleich zu einem Röntgenbild (Turner 1998b, S. 400)	38
Abbildung 19:	Materialeigenschaften des Knochens (Ferretti et al. 2001, S. 264)	38
Abbildung 20:	Last-Deformations-Kurve und Knocheneigenschaften (Burr 2002b, S.9)	39
Abbildung 21:	Veränderung der Knochenqualität bei Krankheiten (Turner 2002, S. 98)	40

Abbildung 22:	Schema der Flächenträgheitsmomente (Ferretti et al. 2001, S. 266)	41
Abbildung 23:	Abbau von horizontalen Trabekeln bei fehlenden mechanischen Reizen (Kothari et al. 1998, S. 439)	42
Abbildung 24:	Histologischer Aufbau eines Muskels am Beispiel des M. biceps brachii (Pongratz 1993, S. 232)	47
Abbildung 25:	Aufbau des sarkoplasmatischen Retikulums der Muskelzelle (Thews et al. 1989, S. 402)	48
Abbildung 26:	Schematische Struktur der Aktin- und Myosinfilamente (Thews et al. 1989, S. 18)	49
Abbildung 27:	Übertragung der Spannung vom Kollagen zu den Z-Scheiben (Wiemann et al. 1998, S. 114)	50
Abbildung 28:	Muskel-Sehnen-Komplex im Ruhezustand und im gedehnten Zustand (Wiemann et al. 1999, S. 630)	51
Abbildung 29:	Muskelmodell mit in Serie und parallel geschalteten viskoelastischen Elementen (Huijing 1994, S. 149)	57
Abbildung 30:	Verbindung zwischen Muskeln und Sehnen (Kannus et al. 1992, S. 103)	59
Abbildung 31:	Korrelation zwischen Gesamtkörper-BMC und fettfreier Körpermasse (Ferretti et al. 1998, S. 685)	68
Abbildung 32:	Anstieg des Gesamtkörper-BMC bei Mädchen in der Pubertät (Schiessl et al. 1998, S. 4)	69
Abbildung 33:	Abnahme des BMC bei Frauen am Radius und an der LWS (Christiansen und Riis 1990, S. 37)	70
Abbildung 34:	Knochenquerschnitt einer 30- bis 40-jährigen (links) und einer 80-jährigen Person (rechts) (Netter 1992, S.191)	70
Abbildung 35:	Veränderung der Stress-Strain-Kurve am trabekulären Knochen im Alter (Mosekilde 2000, S. 6)	72
Abbildung 36:	Zusammenhang zwischen Sturzrisiko und Hüftfraktur (Runge 1997, S. 269)	76
Abbildung 37:	Wohlbefinden und sportliche Aktivität (Brehm 2000, S. 106)	88
Abbildung 38:	Positionierung bei der Messung des 1-RM der Beine	103
Abbildung 39:	Positionierung bei der Messung des 1-RM der Arme	103
Abbildung 40:	Teilnehmerinnen bei der Wirbelsäulengymnastik	108
Abbildung 41:	Kniebeugen auf der Galileo-Wippe	109
Abbildung 42:	Bizeps-Curls mit der Galileohantel	110
Abbildung 43:	Brustdrücken	112
Abbildung 44:	Ruderzug	112
Abbildung 45:	Latissimuszug	113
Abbildung 46:	Butterfly	113
Abbildung 47:	Rückenextension	114
Abbildung 48:	Bauchflexion	114
Abbildung 49:	Adduktion	115
Abbildung 50:	Abduktion	115
Abbildung 51:	Beinpresse	116
Abbildung 52:	Veränderungen von Gewicht und Größe im Studienverlauf	129
Abbildung 53:	Veränderungen von Gesamtkörperfettgehalt und BMI im Studienverlauf	129

Abbildung 54:	Veränderungen des BMD und BMC an der LWS im Studienverlauf.....	131
Abbildung 55:	Prozentuale Veränderungen des BMD und BMC an der LWS.....	131
Abbildung 56:	Veränderungen des BMD und BMC am Collum im Studienverlauf.....	133
Abbildung 57:	Prozentuale Veränderungen des BMD und BMC am Collum.....	133
Abbildung 58:	Häufigkeitsverteilung der Flächenveränderungen am Collum.....	134
Abbildung 59:	Veränderungen der Knochenstoffwechselfparameter im Studienverlauf.....	138
Abbildung 60:	Mittelwerte des Osteocalcins und der prozentualen Veränderungen im Studienverlauf	140
Abbildung 61:	Mittelwerte der BAP und der prozentualen Veränderungen im Studienverlauf	140
Abbildung 62:	Mittelwerte der CTx und der prozentualen Veränderungen im Studienverlauf	141
Abbildung 63:	Veränderungen des 1-RM der Beine im Studienverlauf.....	143
Abbildung 64:	Veränderungen des 1-RM der Arme im Studienverlauf	145
Abbildung 65:	Veränderungen des isometrischen Drehmoments der Beine im Studienverlauf.....	148
Abbildung 66:	Veränderungen des isometrischen Drehmoments der Arme im Studienverlauf	150
Abbildung 67:	Veränderungen der Haltekraft im Studienverlauf	152
Abbildung 68:	Veränderungen der Handkraft im Studienverlauf.....	154
Abbildung 69:	Veränderungen der Gesamtquerschnitts- und Muskelfläche im Studienverlauf	156
Abbildung 70:	Veränderungen der maximalen Herzfrequenz und der maximalen Leistung im Vorher-Nachher-Vergleich.....	160
Abbildung 71:	Veränderungen der relativen Leistung und des maximalen Laktatanstiegs im Vorher-Nachher-Vergleich	160
Abbildung 72:	Prozentuale Veränderungen der maximalen Herzfrequenz und der maximalen Leistung	161
Abbildung 73:	Prozentuale Veränderungen der relativen Leistung und des maximalen Laktatanstiegs.....	162
Abbildung 74:	Veränderungen der Fettstoffwechselfparameter im Studienverlauf.....	164
Abbildung 75:	Veränderungen der Calcium- und anorgan. Phosphat-Konzentration im Serum	165
Abbildung 76:	Veränderungen der Befindlichkeit im Studienverlauf (am Morgen, vor und nach dem Training).....	167
Abbildung 77:	Veränderungen der Rückenschmerzen im Studienverlauf (am Morgen, vor und nach dem Training).....	169
Abbildung 78:	Veränderungen der Nackenschmerzen im Studienverlauf (am Morgen, vor und nach dem Training).....	171
Abbildung 79:	Zusammenhang zwischen dem Ausgangs-BMD und der Größe bzw. dem Gewicht	173

Abbildung 80:	Zusammenhang zwischen dem Alter und dem Ausgangs-BMD bzw. der prozentualen Veränderung des BMD (LWS).....	173
Abbildung 81:	Zusammenhang zwischen den Ausgangswerten und den prozentualen Veränderungen der Knochenparameter an der LWS.....	174
Abbildung 82:	Zusammenhang zwischen den Ausgangswerten und den prozentualen Veränderungen der Knochenparameter am Collum.....	174
Abbildung 83:	Zusammenhang zwischen den prozentualen Veränderungen an der LWS und am Collum	175
Abbildung 84:	Zusammenhang zwischen den Ausgangswerten der CTx und des BMD an der LWS und dem Ausgangswert der CTx und der prozentualen Veränderung des BMD an der LWS	175
Abbildung 85:	Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung des Osteocalcins zur Halbjahres-Untersuchung (1-3) und zur Jahres-Untersuchung (1-5) und der prozentualen Veränderung des BMD (LWS) im Gruppenvergleich	176
Abbildung 86:	Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung der CTx und des BMD an der LWS im Studienverlauf.....	176
Abbildung 87:	Prozentuale Veränderungen des Osteocalcins und der CTx im ersten Halbjahr und im Gesamtstudienverlauf.....	177
Abbildung 88:	Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung der CTx und des anorganischen Phosphats ..	178
Abbildung 89:	Zusammenhang zwischen der Arm- und Beinkraft in den verschiedenen Tests zu Studienbeginn	178
Abbildung 90:	Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung des isometrischen Drehmoments und des 1-RM der Beine zur Halbjahres-Untersuchung (3-1) und zur Abschluss-Untersuchung (5-1)	179
Abbildung 91:	Zusammenhang zwischen den prozentualen Veränderungen des 1-RM und des isometrischen Drehmoments der Arme zur Halbjahres-Untersuchung (3-1) und Abschluss-Untersuchung (5-1)	180
Abbildung 92:	Zusammenhang zwischen der Handkraft und Armkraft im 1-RM zu Studienbeginn und im Studienverlauf (5-1)	180
Abbildung 93:	Zusammenhang zwischen den prozentualen Veränderungen des BMD an der LWS sowie am Collum und des 1-RM der Beine im Studienverlauf	181
Abbildung 94:	Zusammenhang zwischen den prozentualen Veränderungen des BMD an der LWS und der prozentualen Veränderung der Armkraft sowie der max. Leistung im Studienverlauf.....	182
Abbildung 95:	Zusammenhang zwischen der prozentualen Veränderung der Befindlichkeit am Morgen und der muskulären Leistungsfähigkeit bzw. der Nackenschmerzen und der Armkraft im Studienverlauf.....	182

Abbildung 96:	Zusammenhang zwischen den prozentualen Veränderungen der Nackenschmerzen und der Armkraft im Studienverlauf	183
Abbildung 97:	Zusammenhang zwischen den prozentualen Veränderungen der Rückenschmerzen und der muskulären Leistungsfähigkeit bzw. der Maximalkraft der Beine im Studienverlauf	183

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1:	Verformungskräfte bei verschiedenen Fortbewegungsarten (Burr et al. 1996)	46
Tabelle 2:	Zeitpunkte und Art der Analysen im Rahmen der Studie	97
Tabelle 3:	Drop-Out-Gründe	122
Tabelle 4:	Einwiederholungsmaximum in den Ausgangsgruppen.....	124
Tabelle 5:	Anthropometrische Daten in den Ausgangsgruppen.....	125
Tabelle 6:	Knochenparameter an der LWS in den Ausgangsgruppen	126
Tabelle 7:	Knochenparameter am Collum in den Ausgangsgruppen.....	127
Tabelle 8:	Anthropometrische Daten zu Studienbeginn.....	128
Tabelle 9:	Anthropometrische Daten zum Studienende.....	128
Tabelle 10:	Knochenparameter an der LWS zu Studienbeginn	130
Tabelle 11:	Knochenparameter an der LWS zum Studienende	130
Tabelle 12:	Knochenparameter am Collum zu Studienbeginn	132
Tabelle 13:	Knochenparameter am Collum zum Studienende.....	132
Tabelle 14:	Osteocalcin im Studienverlauf.....	135
Tabelle 15:	BAP im Studienverlauf	136
Tabelle 16:	CTx im Studienverlauf.....	137
Tabelle 17:	Veränderung der Knochenmarker im Studienverlauf	139
Tabelle 18:	Einwiederholungsmaximum der Beine (WDHMAXB) im Studienverlauf	142
Tabelle 19:	Signifikanz der Veränderungen des 1-RM der Beine innerhalb der Gruppen	143
Tabelle 20:	Einwiederholungsmaximum der Arme (WDHMAXA) im Studienverlauf	144
Tabelle 21:	Signifikanz der Veränderungen des 1-RM der Arme innerhalb der Gruppen.....	146
Tabelle 22:	Isometrisches Drehmoment der Beine (MAXNMBB) im Studienverlauf	147
Tabelle 23:	Signifikanz der Veränderungen des isometrischen Drehmoments der Beine innerhalb der Gruppen	149
Tabelle 24:	Isometrisches Drehmoment der Arme (MAXNMAB) im Studienverlauf	149
Tabelle 25:	Signifikanz der Veränderungen des isometrischen Drehmoments der Arme innerhalb der Gruppen	150
Tabelle 26:	Haltekraft im Studienverlauf	151
Tabelle 27:	Handkraft im Studienverlauf.....	153
Tabelle 28:	Gesamtquerschnittsfläche im Studienverlauf	155
Tabelle 29:	Muskelfläche im Studienverlauf.....	156
Tabelle 30:	Leistungsparameter in der Ergometrie zu Studienbeginn	158
Tabelle 31:	Leistungsparameter in der Ergometrie zum Studienende	159
Tabelle 32:	Signifikanz der Veränderungen in der Ergometrie innerhalb der Gruppen.....	161
Tabelle 33:	Zusammenhang zwischen Leistungs- und Laktatentwicklung im gepaarten Vergleich	162
Tabelle 34:	Gesamtcholesterin und LDL/HDL-Verhältnis im Studienverlauf	163
Tabelle 35:	Calcium- Phosphat-Haushalt im Studienverlauf.....	164

Tabelle 36: Signifikanz der Veränderungen der Befindlichkeit innerhalb der Gruppen	168
Tabelle 37: Signifikanz der Veränderungen der Rückenschmerzen innerhalb der Gruppen	170
Tabelle 38: Signifikanz der Veränderungen der Nackenschmerzen innerhalb der Gruppen	172

LITERATURVERZEICHNIS

- Abe T., DeHoyos D.V., Pollock M.L. und Garzarella L. (2000). "Time course for strength and muscle thickness changes following upper and lower body resistance training in men and women". *Eur J Appl Physiol*, 81(3), 174-180.
- Abele A. und Brehm W. (1984). "Befindlichkeitsveränderungen im Sport. Hypothesen, Modellbildung und empirische Befunde". *Sportwissenschaft*, 14, 252-275.
- Abele A., Brehm W. und Gall T. (1994). "Sportliche Aktivität und Wohlbefinden". In Abele A. und Becker P. (Hrsg.): *Wohlbefinden: Theorie, Empirie, Diagnostik*. Juventa, Weinheim, München, 279-296.
- Adami S., Gatti D., Braga V., Bianchini D. und Rossini M. (1999). "Site-specific effects of strength training on bone structure and geometry of ultradistal radius in postmenopausal women". *J Bone Miner Res*, 14(1), 120-124.
- Ahlborg H.G., Johnell O., Nilsson B.E., Jeppsson S., Rannevik G. und Karlsson M.K. (2001). "Bone loss in relation to menopause: a prospective study during 16 years". *Bone*, 28(3), 327-331.
- Akima H., Takahashi H., Kuno S.Y., Masuda K., Masuda T., Shimojo H., Anno I., Itai Y. und Katsuta S. (1999). "Early phase adaptations of muscle use and strength to isokinetic training". *Med Sci Sports Exerc*, 31(4), 588-594.
- Alfermann D. und Stoll O. (1996). "Befindlichkeitsveränderungen nach sportlicher Aktivität". *Sportwissenschaft*, 26, 406-424.
- Andreoli A., Monteleone M., Van Loan M., Promenzio L., Tarantino U. und De Lorenzo A. (2001). "Effects of different sports on bone density and muscle mass in highly trained athletes". *Med Sci Sports Exerc*, 33(4), 507-511.
- Banse X., Devogelaer J.P., Lafosse A., Sims T.J., Gryn timer M. und Bailey A.J. (2002). "Cross-link profile of bone collagen correlates with structural organization of trabeculae". *Bone*, 31(1), 70-76.
- Banse X., Devogelaer J.P., Munting E., Delloye C., Cornu O. und Gryn timer M. (2001). "Inhomogeneity of human vertebral cancellous bone: systematic density and structure patterns inside the vertebral body". *Bone*, 28(5), 563-571.
- Bartl R. (2001). "Osteoporose: Prävention - Diagnostik - Therapie", Georg Thieme, Stuttgart, New York.
- Bassey E.J. (1997). "Measurement of muscle strength and power". *Muscle Nerve Suppl*, 5(6), 44-46.
- Bassey E.J., Rothwell M.C., Littlewood J.J. und Pye D.W. (1998). "Pre- and postmenopausal women have different bone mineral density responses to the same high-impact exercise". *J Bone Miner Res*, 13(12), 1805-1813.

- Bässler R. (1995). "Befindlichkeitsveränderungen durch Sporttreiben". *Sportwissenschaft*, 3, 245-264.
- Basso N. und Heersche J.N. (2002). "Characteristics of in vitro osteoblastic cell loading models". *Bone*, 30(2), 347-351.
- Bemben D.A., Feters N.L., Bemben M.G., Nabavi N. und Koh E.T. (2000). "Musculoskeletal responses to high- and low-intensity resistance training in early postmenopausal women". *Med Sci Sports Exerc*, 32(11), 1949-1957.
- Bennell K.L., Malcolm S.A., Khan K.M., Thomas S.A., Reid S.J., Brukner P.D., Ebeling P.R. und Wark J.D. (1997). "Bone mass and bone turnover in power athletes, endurance athletes, and controls: a 12-month longitudinal study". *Bone*, 20(5), 477-484.
- Berger B.G. und Owen D.R. (1998). "Relation of low and moderate intensity exercise with acute mood change in college joggers". *Percept Mot Skills*, 87(2), 611-621.
- Billetter R. und Hoppeler H. (1994). "Biologische Grundlagen der Muskelkontraktion". In Komi P.V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 51-73.
- Blain H., Vuillemin A., Teissier A., Hanesse B., Guillemin F. und Jeandel C. (2001). "Influence of muscle strength and body weight and composition on regional bone mineral density in healthy women aged 60 years and over". *Gerontology*, 47(4), 207-212.
- Bosco C., Colli R., Intromi E., Cardinale M. und Tsarpela O. (1999). "Adaptative response of human skeletal muscle to vibration exposure". *Clin Physiol.*, 19(2), 183-187.
- Bovenzi M., Zadini A., Franzinelli A. und Borgogni F. (1991). "Occupational musculoskeletal disorders in the neck and upper limbs of forestry workers exposed to hand-arm vibration". *Ergonomics*, 34(5), 547-562.
- Brahm H., Strom H., Piehl-Aulin K., Mallmin H. und Ljunghall S. (1997). "Bone metabolism in endurance trained athletes: a comparison to population-based controls based on DXA, SXA, quantitative ultrasound, and biochemical markers". *Calcif Tissue Int*, 61(6), 448-454.
- Bravenhoer N. (1995). "The effect of additional weight-bearing during exercise on the expression of IGF-1 and TGF-Beta in bone tissue (Abstract)". *Bone*, 17(6), 559.
- Brehm W. (2000). "Sportliche Aktivität und psychische Gesundheit". In Bös K., Brehm, W. (Hrsg.): *Handbuch Gesundheitssport*. Hofmann, Schorndorf, 33-42.
- Brehm W. und Abele A. (1992). "Auswirkungen sportlicher Aktivität". In Baumann H. (Hrsg.): *Altern und körperliches Training*. Hans Huber, Bern, Göttingen, Toronto, 93-113.
- Buchner D.M., Cress M.E., de Lateur B.J., Esselman P.C., Margherita A.J., Price R. und Wagner E.H. (1997). "The effect of strength and endurance training on gait, balance, fall risk, and health services use in community-living older adults". *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 52(4), M218-224.

- Bühl A. und Zöfel P. (2002). "SPSS 11 - Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows", Pearson Studium, München.
- Burger E.H. und Klein-Nulend J. (1999). "Mechanotransduction in bone-role of the lacuno-canalicular network". *Faseb J*, 13(Suppl), S101-112.
- Burr D.B. (2002a). "Bone material properties and mineral matrix contributions to fracture risk or age in women and men". *J Musculoskel Neuron Interact*, 2(3), 201-204.
- Burr D.B. (2002b). "The contribution of the organic matrix to bone's material properties". *Bone*, 31(1), 8-11.
- Burr D.B., Milgrom C., Fyhrie D., Forwood M., Nyska M., Finestone A., Hoshaw S., Saiaj E. und Simkin A. (1996). "In vivo measurement of human tibial strains during vigorous activity". *Bone*, 18(5), 405-410.
- Burr D.B., Robling A.G. und Turner C.H. (2002). "Effects of biomechanical stress on bones in animals". *Bone*, 30(5), 781-786.
- Burr D.B., Yoshikawa T., Teegarden D., Lyle R., McCabe G., McCabe L.D. und Weaver C.M. (2000). "Exercise and oral contraceptive use suppress the normal age-related increase in bone mass and strength of the femoral neck in women 18-31 years of age". *Bone*, 27(6), 855-863.
- Burstein M., Scholnick H.R. und Morfin R. (1970). "Rapid method for the isolation of lipoproteins from human serum by precipitation with polyanions". *J Lipid Res*, 11(6), 583-595.
- Calbet J.A., Moysi J.S., Dorado C. und Rodriguez L.P. (1998). "Bone mineral content and density in professional tennis players". *Calcif Tissue Int*, 62(6), 491-496.
- Carmeli E., Reznick A.Z., Coleman R. und Carmeli V. (2000). "Muscle strength and mass of lower extremities in relation to functional abilities in elderly adults". *Gerontology*, 46(5), 249-257.
- Cartee G.D. (1994). "Influence of age on skeletal muscle glucose transport and glycogen metabolism". *Med Sci Sports Exerc*, 26(5), 577-585.
- Chapurlat R.D., Gamero P., Sornay-Rendu E., Arlot M.E., Claustrat B. und Delmas P.D. (2000). "Longitudinal study of bone loss in pre- and perimenopausal women: evidence for bone loss in perimenopausal women". *Osteoporos Int*, 11(6), 493-498.
- Chilibeck P.D., Calder A., Sale D.G. und Webber C.E. (1996). "Twenty weeks of weight training increases lean tissue mass but not bone mineral mass or density in healthy, active young women". *Can J Physiol Pharmacol*, 74(10), 1180-1185.
- Christiansen C. und Riis B. (1990). "Die Postmenopausale Osteoporose", Europäische Stiftung für Osteoporose und Knochenerkrankungen, Vedbaek.
- Cohen J.E., Goel V., Frank J.W., Bombardier C., Peloso P. und Guillemin F. (1994). "Group education interventions for people with low back pain. An overview of the literature". *Spine*, 19(11), 1214-1222.

- Collinsworth A.M., Torgan C.E., Nagda S.N., Rajalingam R.J., Kraus W.E. und Truskey G.A. (2000). "Orientation and length of mammalian skeletal myocytes in response to a unidirectional stretch". *Cell Tissue Res*, 302(2), 243-251.
- Cordey J. und Gautier E. (1999). "Strain gauges used in the mechanical testing of bones. Part I: Theoretical and technical aspects". *Injury*, 30(Suppl 1), A7-13.
- Cullen D.M., Smith R.T. und Akhter M.P. (2001). "Bone-loading response varies with strain magnitude and cycle number". *J Appl Physiol*, 91(5), 1971-1976.
- Cullinane D.M. (2002). "The role of osteocytes in bone regulation: Mineral homeostasis versus mechanoreception". *J Musculoskel Neuron Interact*, 3(2), 242-244.
- Cumming R.G., Cummings S.R., Nevitt M.C., Scott J., Ensrud K.E., Vogt T.M. und Fox K. (1997). "Calcium intake and fracture risk: results from the study of osteoporotic fractures". *Am J Epidemiol*, 145(10), 926-934.
- Daley M.J. und Spinks W.L. (2000). "Exercise, mobility and aging". *Sports Med*, 29(1), 1-12.
- De Conno F., Caraceni A., Gamba A., Mariani L., Abbattista A., Brunelli C., La Mura A. und Ventafridda V. (1994). "Pain measurement in cancer patients: a comparison of six methods". *Pain*, 57(2), 161-166.
- Delmas P.D., Eastell R., Garnero P., Seibel M.J. und Stepan J. (2000). "The use of biochemical markers of bone turnover in osteoporosis. Committee of Scientific Advisors of the International Osteoporosis Foundation". *Osteoporos Int*, 11(Suppl 6), S2-17.
- Dequeker J. (2000). "Osteoporotic fractures, ageing, and the bone density T-score". *Clin Rheumatol*, 19(3), 171-173.
- Di Fabio R.P. (1995). "Efficacy of comprehensive rehabilitation programs and back school for patients with low back pain: a meta-analysis". *Phys Ther*, 75(10), 865-878.
- DiLorenzo T.M., Bargman E.P., Stucky-Ropp R., Brassington G.S., Frensch P.A. und LaFontaine T. (1999). "Long-term effects of aerobic exercise on psychological outcomes". *Prev Med*, 28(1), 75-85.
- Donahue H.J. (1998). "Gap junctional intercellular communication in bone: a cellular basis for the mechanostat set point". *Calcif Tissue Int*, 62(2), 85-88.
- Donahue H.J. (2000). "Gap junctions and biophysical regulation of bone cell differentiation". *Bone*, 26(5), 417-422.
- Dresner-Pollak R., Parker R.A., Poku M., Thompson J., Seibel M.J. und Greenspan S.L. (1996). "Biochemical markers of bone turnover reflect femoral bone loss in elderly women". *Calcif Tissue Int*, 59(5), 328-333.
- Droste U., Dietlein G. und Gammel G. (1984). "Grafische Darstellung visueller Analogskalen zur Schmerzbeurteilung in der Rheumatologie". *Zeitschrift für Rheumatologie*, 43, 278-283.

- Edman K.A.P. (1994). "Die kontraktile Funktion der Skelettmuskelfaser". In Komi P.V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 104-120.
- Ehlenz H., Grosser M. und Zimmermann E. (1987). "Krafttraining: Grundlagen, Methoden, Übungen, Trainingsprogramme", BLV, München.
- Eickhoff J.A., Molczyk L., Gallagher J.C. und De Jong S. (1993). "Influence of isotonic, isometric and isokinetic muscle strength on bone mineral density of the spine and femur in young women". *Bone Miner*, 20(3), 201-209.
- Fahni W.H. (1975). "Conservative treatment of lumbar disc degeneration: our primary responsibility". *Orthop Clin North Am*, 6(1), 93-103.
- Felsenberg D. (1999). "Knochendichtemessung mit Zwei-Spektren-Methoden". *Radiologe*(39), 186-193.
- Ferretti J.L., Capozza R.F., Cointry G.R., Garcia S.L., Plotkin H., Alvarez Filgueira M.L. und Zanchetta J.R. (1998). "Gender-related differences in the relationship between densitometric values of whole-body bone mineral content and lean body mass in humans between 2 and 87 years of age". *Bone*, 22(6), 683-690.
- Ferretti J.L., Capozza R.F. und Zanchetta J.R. (1996). "Mechanical validation of a tomographic (pQCT) index for noninvasive estimation of rat femur bending strength". *Bone*, 18(2), 97-102.
- Ferretti J.L., Cointry G.R. und Capozza R.F. (2001). "Analysis of biomechanical effects on bone and on the muscle-bone interactions in small animal models". *J Musculoskel Neuron Interact*, 1(3), 263-274.
- Fiatarone M.A., O'Neill E.F., Ryan N.D., Clements K.M., Solares G.R., Nelson M.E., Roberts S.B., Kehayias J.J., Lipsitz L.A. und Evans W.J. (1994). "Exercise training and nutritional supplementation for physical frailty in very elderly people". *N Engl J Med*, 330(25), 1769-1775.
- Fink E., Cormier C., Steinmetz P., Kindermans C., Le Bouc Y. und Souberbielle J.C. (2000). "Differences in the capacity of several biochemical bone markers to assess high bone turnover in early menopause and response to alendronate therapy". *Osteoporos Int*, 11(4), 295-303.
- Fischer M. und Kempers B. (1992). "Moderne Osteoporosediagnostik - ein Leitfaden zur Knochendensitometrie", Opfermann Arzneimittel, Wiehl, Deutschland.
- Fisk J.R., DiMonte, P., McKay Courington, S. (1983). "Back Schools". *Clinical orthopaedics and related research*, 179, 18-23.
- Forssell M.Z. (1981). "The back school". *Spine*, 6(1), 104-106.
- Forwood M.R. (2001). "Mechanical effects on the skeleton: are there clinical implications?". *Osteoporos Int*, 12(1), 77-83.
- Fox K.R. (1999). "The influence of physical activity on mental well-being". *Public Health Nutr*, 2(3A), 411-418.
- Frost H.M. (1987). "Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal". *Anat Rec*, 219(1), 1-9.

- Frost H.M. (1997). "Why do marathon runners have less bone than weight lifters? A vital- biomechanical view and explanation". *Bone*, 20(3), 183-189.
- Frost H.M. (2001). "From Wolff's law to the Utah paradigm: insights about bone physiology and its clinical applications". *Anat Rec*, 262(4), 398-419.
- Frost H.M. (2002). "Emerging views about "osteoporosis", bone health, strength, fragility, and their determinants". *J Bone Miner Metab*, 20(6), 319-325.
- Fürst D.O. (1999). "Titin, ein molekularer Gigant regiert im quergestreiften Muskel". *Dt. Zeitschrift f. Sportmedizin*, 50(7+8), 218-222.
- Garnero P. (2000). "Markers of bone turnover for the prediction of fracture risk". *Osteoporos Int*, 11(Suppl 6), S55-65.
- Garnero P., Sornay-Rendu E., Claustrat B. und Delmas P.D. (2000). "Biochemical markers of bone turnover, endogenous hormones and the risk of fractures in postmenopausal women: the OFELY study". *J Bone Miner Res*, 15(8), 1526-1536.
- Gasser R.W. (2001). "Anwendung und klinische Relevanz der Bestimmung von Knochenumbau markern bei Osteoporose: Ein Überblick". *J. Miner. Stoffwechs.*, 3, 15-19.
- Gibson J.H., Harries M., Mitchell A., Godfrey R., Lunt M. und Reeve J. (2000). "Determinants of bone density and prevalence of osteopenia among female runners in their second to seventh decades of age". *Bone*, 26(6), 591-598.
- Giddings V.L., Beaupre G.S., Whalen R.T. und Carter D.R. (2000). "Calcaneal loading during walking and running". *Med Sci Sports Exerc*, 32(3), 627-634.
- Gillette-Guyonnet S., Nourhashemi F., Lauque S., Grandjean H. und Vellas B. (2000). "Body composition and osteoporosis in elderly women". *Gerontology*, 46(4), 189-193.
- Goldspink G., Williams P. und Simpson H. (2002). "Gene expression in response to muscle stretch". *Clin Orthop*, 403 Suppl, S146-152.
- Gossen E.R. und Sale D.G. (2000). "Effect of postactivation potentiation on dynamic knee extension performance". *Eur J Appl Physiol*, 83(6), 524-530.
- Greenspan S.L., Dresner-Pollak R., Parker R.A., London D. und Ferguson L. (1997). "Diurnal variation of bone mineral turnover in elderly men and women". *Calcif Tissue Int*, 60(5), 419-423.
- Grosser M. und Zintl F. (1994). "Training der konditionellen Fähigkeiten", Hofmann-Verlag, Schorndorf.
- Guilford J.P. und Dingman H.F. (1954). "A validation study of ratio-judgement methods". *Am. J. Psychol.*, 67, 395-410.
- Gülich A. und Schmidtbleicher D. (1999). "Struktur der Krafftfähigkeiten und ihre Trainingsmethoden". *Dt. Zeitschrift f. Sportmedizin*, 50(7+8), 223-233.

- Guo X.E. und Kim C.H. (2002). "Mechanical consequence of trabecular bone loss and its treatment: a three-dimensional model simulation". *Bone*, 30(2), 404-411.
- Haapasalo H., Kontulainen S., Sievanen H., Kannus P., Jarvinen M. und Vuori I. (2000). "Exercise-induced bone gain is due to enlargement in bone size without a change in volumetric bone density: a peripheral quantitative computed tomography study of the upper arms of male tennis players". *Bone*, 27(3), 351-357.
- Häkkinen K., Alen M., Kallinen M., Newton R.U. und Kraemer W.J. (2000). "Neuromuscular adaptation during prolonged strength training, detraining and re-strength-training in middle-aged and elderly people". *Eur J Appl Physiol*, 83, 51-62.
- Häkkinen K., Kallinen M., Izquierdo M., Jokelainen K., Lassila J., Mälkiä E., Kraemer W.J., Newton R.U. und Alen M. (1998). "Changes in agonist-antagonist-EMG, muscle-CSA and force during strength training in middle aged and older people". *J appl physiol*, 84(4), 1341-1349.
- Häkkinen K., Pakarinen A., Kraemer W.J., Häkkinen A., Valkeinen H. und Alen M. (2001). "Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women". *J appl physiol*, 91(2), 569-580.
- Hall H. und Iceton J.A. (1983). "Back School". *Clinical orthopaedics and related research*, 179, 10-17.
- Hannon R. und Eastell R. (2000). "Preanalytical variability of biochemical markers of bone turnover". *Osteoporos Int*, 11(Suppl 6), S30-44.
- Harms-Ringdahl K., Carlsson A.M., Ekholm J., Raustorp A., Svensson T. und Toresson H.G. (1986). "Pain assessment with different intensity scales in response to loading of joint structures". *Pain*, 27(3), 401-411.
- Hartard M., Haber P., Ilieva D., Preisinger E., Seidl G. und Huber J. (1996). "Systematic strength training as a model of therapeutic intervention. A controlled trial in postmenopausal women with osteopenia". *Am J Phys Med Rehabil*, 75(1), 21-28.
- Heinonen A., Kannus P., Sievanen H., Oja P., Pasanen M., Rinne M., Uusi-Rasi K. und Vuori I. (1996). "Randomised controlled trial of effect of high-impact exercise on selected risk factors for osteoporotic fractures". *Lancet*, 348(9038), 1343-1347.
- Heinonen A., Sievanen H., Kannus P., Oja P., Pasanen M. und Vuori I. (2000). "High-impact exercise and bones of growing girls: a 9-month controlled trial". *Osteoporos Int*, 11(12), 1010-1017.
- Heinonen A., Sievanen H., Kyrolainen H., Perttunen J. und Kannus P. (2001). "Mineral mass, size, and estimated mechanical strength of triple jumpers' lower limb". *Bone*, 29(3), 279-285.
- Hernandez C.J., Beaupre G.S. und Carter D.R. (2000). "A model of mechanobiologic and metabolic influences on bone adaptation". *J Rehabil Res Dev*, 37(2), 235-244.

- Hoff J., Gran A. und Helgerud J. (2002). "Maximal strength training improves aerobic endurance performance". *Scand J Med Sci Sports*, 12(5), 288-295.
- Hollmann W. und Strüder H.K. (2000). "Gehirn, Psyche und körperliche Aktivität". *Orthopäde*, 29, 948-956.
- Hsieh Y.F. und Turner C.H. (2001). "Effects of loading frequency on mechanically induced bone formation". *J Bone Miner Res*, 16(5), 918-924.
- Hsieh Y.F., Wang T. und Turner C.H. (1999). "Viscoelastic response of the rat loading model: implications for studies of strain-adaptive bone formation". *Bone*, 25(3), 379-382.
- Hughes V.A., Frontera W.R., Wood M., Evans W.J., Dallal G.E., Roubenoff R. und Fiatarone Singh M.A. (2001). "Longitudinal muscle strength changes in older adults: influence of muscle mass, physical activity, and health". *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 56(5), B209-217.
- Hui S.L., Perkins A.J., Zhou L., Longcope C., Econs M.J., Peacock M., McClintock C. und Johnston C.C., Jr. (2002). "Bone loss at the femoral neck in premenopausal white women: effects of weight change and sex-hormone levels". *J Clin Endocrinol Metab*, 87(4), 1539-1543.
- Huijijng P.A. (1994). "Das elastische Potential des Muskels". In Komi P.V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 155-172.
- Huiskes R., Ruimerman R., van Lenthe G.H. und Janssen J.D. (2000). "Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone". *Nature*, 405(6787), 704-706.
- Humphries B., Newton R.U., Bronks R., Marshall S., McBride J., Triplett-McBride T., Hakkinen K., Kraemer W.J. und Humphries N. (2000). "Effect of exercise intensity on bone density, strength, and calcium turnover in older women". *Med Sci Sports Exerc*, 32(6), 1043-1050.
- Humphries B., Triplett-McBride T., Newton R.U., Marshall S., Bronks R., McBride J., Hakkinen K. und Kraemer W.J. (1999). "The relationship between dynamic, isokinetic and isometric strength and bone mineral density in a population of 45 to 65 year old women". *J Sci Med Sport*, 2(4), 364-374.
- Hunter S.K., Thompson M.W., Ruell P.A., Harmer A.R., Thom J.M., Gwinn T.H. und Adams R.D. (1999). "Human skeletal sarcoplasmic reticulum Ca²⁺ uptake and muscle function with aging and strength training". *J Appl Physiol*, 86(6), 1858-1865.
- Huonker M., Schmidt-Trucksäß A., Heiss H.W. und Keul J. (2002). "Trainingseinflüsse auf altersbedingte strukturelle und funktionelle Veränderungen am Herzkreislaufsystem und an der Skelettmuskulatur". *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, 35(2), 151-156.
- Issurin V.B., Liebermann D.G. und Tenenbaum G. (1994). "Effect of vibratory stimulation training on maximal force and flexibility". *Journal of Sports Sciences*, 12, 561-566.

- Jensen M.P., Karoly P. und Braver S. (1986). "The measurement of clinical pain intensity: a comparison of six methods". *Pain*, 27(1), 117-126.
- Johnell O., Oden A., De Laet C., Garnero P., Delmas P.D. und Kanis J.A. (2002). "Biochemical indices of bone turnover and the assessment of fracture probability". *Osteoporos Int*, 13(7), 523-526.
- Judex S., Donahue L.R. und Rubin C. (2002). "Genetic predisposition to low bone mass is paralleled by an enhanced sensitivity to signals anabolic to the skeleton". *Faseb J*, 16(10), 1280-1282.
- Judex S., Qin, X.Y., Garman, R., Squire, M., Rubin, C., Hadjiargyrou, M. (2002). "Searching for Wolff's Law: The anabolic potential of low level mechanical signals; Abstract from the 3rd international ISMNI Workshop". *J Musculoskel Neuron Interact*, 2(4), 364-365.
- Judex S. und Zernicke R.F. (2000). "High-impact exercise and growing bone: relation between high strain rates and enhanced bone formation". *J Appl Physiol*, 88(6), 2183-2191.
- Kannus P., Jozsa I. und Renström P. (1992). "The effect of training, immobilisation and remobilisation on musculoskeletal tissue". *Scand J Med Sci Sports*, 2, 100-118.
- Kannus P., Palvanen M., Niemi S., Parkkari J. und Jarvinen M. (2002). "Increasing number and incidence of low-trauma ankle fractures in elderly people: Finnish statistics during 1970-2000 and projections for the future". *Bone*, 31(3), 430-433.
- Karlsson M.K., Magnusson H., Karlsson C. und Seeman E. (2001). "The duration of exercise as a regulator of bone mass". *Bone*, 28(1), 128-132.
- Keaveny T.M., Yeh, O.C. (2002). "Architecture and trabecular bone - toward an improved understanding of the biomechanical effects of age, sex and osteoporosis". *J Musculoskel Neuron Interact*, 2(3), 205-208.
- Kelley G.A., Kelley K.S. und Tran Z.V. (2001). "Resistance training and bone mineral density in women: a meta-analysis of controlled trials". *Am J Phys Med Rehabil*, 80(1), 65-77.
- Kemper H.C., Twisk J.W., van Mechelen W., Post G.B., Roos J.C. und Lips P. (2000). "A fifteen-year longitudinal study in young adults on the relation of physical activity and fitness with the development of the bone mass: The Amsterdam Growth And Health Longitudinal Study". *Bone*, 27(6), 847-853.
- Kirkendall D.T. und Garrett W.E., Jr. (1998). "The effects of aging and training on skeletal muscle". *Am J Sports Med*, 26(4), 598-602.
- Kontulainen S., Kannus P., Haapasalo H., Sievanen H., Pasanen M., Heinonen A., Oja P. und Vuori I. (2001). "Good maintenance of exercise-induced bone gain with decreased training of female tennis and squash players: a prospective 5-year follow-up study of young and old starters and controls". *J Bone Miner Res*, 16(2), 195-201.
- Kothari M., Keaveny T.M., Lin J.C., Newitt D.C., Genant H.K. und Majumdar S. (1998). "Impact of spatial resolution on the prediction of trabecular architecture parameters". *Bone*, 22(5), 437-443.

- Künnemeyer J. und Schmidtbleicher D. (1997). "Die rhythmische neuromuskuläre Stimulation (RNS)". *Leistungssport*, 2, 39-42.
- Layne J.E. und Nelson M.E. (1999). "The effects of progressive resistance training on bone density: a review". *Med Sci Sports Exerc*, 31(1), 25-30.
- Lindle R.S., Metter E.J., Lynch N.A., Fleg J.L., Fozard J.L., Tobin J., Roy T.A. und Hurley B.F. (1997). "Age and gender comparison of muscle strength in 654 women and men aged 20-93 jr". *J appl physiol*, 83(5), 1581-1587.
- Liu-Ambrose T., Eng J.J., Khan K.M., Mallinson A., Carter N.D. und McKay H.A. (2002). "The influence of back pain on balance and functional mobility in 65- to 75-year-old women with osteoporosis". *Osteoporos Int*, 13(11), 868-873.
- Löffler G. (2001). "Basiswissen Biochemie", Springer, Berlin.
- Looker A.C., Bauer D.C., Chesnut C.H., 3rd, Gundberg C.M., Hochberg M.C., Klee G., Kleerekoper M., Watts N.B. und Bell N.H. (2000). "Clinical use of biochemical markers of bone remodeling: current status and future directions". *Osteoporos Int*, 11(6), 467-480.
- Lühmann D., Kohlmann T. und Raspe H. (1999). "Die Wirksamkeit von Rückenschulprogrammen in kontrollierten Studien". *Z. ärztl. Fortbild. Qual.sich (ZaeFQ)*, 93, 341-348.
- Lundeen G.A., Knecht S.L., Vajda E.G., Bloebaum R.D. und Hofmann A.A. (2001). "The contribution of cortical and cancellous bone to dual-energy X-ray absorptiometry measurements in the female proximal femur". *Osteoporos Int*, 12(3), 192-198.
- Lunt M., Masaryk P., Scheidt-Nave C., Nijs J., Poor G., Pols H., Falch J.A., Hammermeister G., Reid D.M., Benevolenskaya L., Weber K., Cannata J., O'Neill T.W., Felsenberg D., Silman A.J. und Reeve J. (2001). "The effects of lifestyle, dietary dairy intake and diabetes on bone density and vertebral deformity prevalence: the EVOS study". *Osteoporos Int*, 12(8), 688-698.
- Macaluso A., Nimmo M.A., Foster J.E., Cockburn M., McMillan N.C. und De Vito G. (2002). "Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women". *Muscle Nerve*, 25(6), 858-863.
- Maddalozzo G.F. und Snow C.M. (2000). "High intensity resistance training: effects on bone in older men and women". *Calcif Tissue Int*, 66(6), 399-404.
- Madsen O.R., Lauridsen U.B., Hartkopp A. und Sorensen O.H. (1997). "Muscle strength and soft tissue composition as measured by dual energy x-ray absorptiometry in women aged 18-87 years". *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 75(3), 239-245.
- Marshall D., Johnell O. und Wedel H. (1996). "Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence of osteoporotic fractures". *Bmj*, 312(7041), 1254-1259.
- Martin R.B. (2000). "Toward a unifying theory of bone remodeling". *Bone*, 26(1), 1-6.

- Meunier P.J. und Boivin G. (1997). "Bone mineral density reflects bone mass but also the degree of mineralization of bone: therapeutic implications". *Bone*, 21(5), 373-377.
- Morgan W.P. (1981). "The 1980 C. H. McCloy Research Lecture. Psychophysiology of self-awareness during vigorous physical activity". *Res Q Exerc Sport*, 52(3), 385-427.
- Morgan W.P. (1985). "Affective beneficence of vigorous physical activity". *Med Sci Sports Exerc*, 17(1), 94-100.
- Morganti C.M., Nelson M.E., Fiatarone M.A., Dallal G.E., Economos C.D., Crawford B.M. und Evans W.J. (1995). "Strength improvements with 1 year of progressive resistance training in older women". *Med Sci Sports Exerc*, 27(6), 906-912.
- Moritani T. (1994). "Die zeitliche Abfolge der Trainingsanpassungen im Verlaufe eines Krafttrainings". In Komi P.V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Dt. Ärzte-Verlag Köln, Köln.
- Moritani T. und deVries H.A. (1979). "Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain". *Am J Phys Med*, 58(3), 115-130.
- Morris F.L., Smith R.M., Payne W.R., Galloway M.A. und Wark J.D. (2000). "Compressive and shear force generated in the lumbar spine of female rowers". *Int J Sports Med*, 21(7), 518-523.
- Mosekilde L. (1995). "Osteoporosis and exercise". *Bone*, 17(3), 193-195.
- Mosekilde L. (2000). "Age-related changes in bone mass, structure, and strength-effects of loading". *Z Rheumatol*, 59(Suppl 1), 1-9.
- Mosekilde L., Ebbesen E.N., Tornvig L. und Thomsen J.S. (2000). "Trabecular bone structure and strength - remodelling and repair". *J Musculoskel Neuron Interact*, 1, 25-30.
- Moses J., Steptoe A., Mathews A. und Edwards S. (1989). "The effects of exercise training on mental well-being in the normal population: a controlled trial". *J Psychosom Res*, 33(1), 47-61.
- Mosley J.R. und Lanyon L.E. (1998). "Strain rate as a controlling influence on adaptive modeling in response to dynamic loading of the ulna in growing male rats". *Bone*, 23(4), 313-318.
- Mosley J.R., March B.M., Lynch J. und Lanyon L.E. (1997). "Strain magnitude related changes in whole bone architecture in growing rats". *Bone*, 20(3), 191-198.
- Moulias R., Meaume S. und Raynaud-Simon A. (1999). "Sarcopenia, hypermetabolism, and aging". *Z Gerontol Geriatr*, 32(6), 425-432.
- Mullender M.G., van der Meer D.D., Huiskes R. und Lips P. (1996). "Osteocyte density changes in aging and osteoporosis". *Bone*, 18(2), 109-113.
- Myles P.S., Troedel S., Boquest M. und Reeves M. (1999). "The pain visual analog scale: is it linear or nonlinear?". *Anesth Analg*, 89(6), 1517-1520.
- Nentwig C.G. (1999). "Effektivität der Rückenschule". *Orthopäde*, 28, 958-965.

- Netter F.H. (1992). "Farbatlanten der Medizin, Bewegungsapparat I", Thieme, Stuttgart, New York.
- Newitt D.C., Majumdar S., van Rietbergen B., von Ingersleben G., Harris S.T., Genant H.K., Chesnut C., Garnero P. und MacDonald B. (2002). "In vivo assessment of architecture and micro-finite element analysis derived indices of mechanical properties of trabecular bone in the radius". *Osteoporos Int*, 13(1), 6-17.
- Nichols J.F., Omizo D.K., Peterson K.K. und Nelson K.P. (1993). "Efficacy of heavy-resistance training for active women over sixty: muscular strength, body composition, and program adherence". *J Am Geriatr Soc*, 41(3), 205-210.
- Nielsen S.P. (2000). "The fallacy of BMD: a critical review of the diagnostic use of dual X-ray absorptiometry". *Clin Rheumatol*, 19(3), 174-183.
- Noble B.S. und Reeve J. (2000). "Osteocyte function, osteocyte death and bone fracture resistance". *Mol Cell Endocrinol*, 159(1-2), 7-13.
- Noth J. (1994). "Die motorischen Einheiten". In Komi P.V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 33-40.
- O'Gradaigh D., Debiram I., Love S., Richards H.K. und Compston J.E. (2003). "A prospective study of discordance in diagnosis of osteoporosis using spine and proximal femur bone densitometry". *Osteoporos Int*, 14(1), 13-18.
- Owings T.M., Pavol M.J. und Grabiner M.D. (2002). "Lower extremity muscle strength does not independently predict proximal femur bone mineral density in healthy older adults". *Bone*, 30(3), 515-520.
- Owino V., Yang S.Y. und Goldspink G. (2001). "Age-related loss of skeletal muscle function and the inability to express the autocrine form of insulin-like growth factor-1 (MGF) in response to mechanical overload". *FEBS Lett*, 505(2), 259-263.
- Pahmeier I. (1994). "Drop-Out und Bindung im Breiten- und Gesundheitssport". *Sportwissenschaft*, 24, 117-150.
- Palumbo C., Ferretti M., Ardizzoni A. und Zaaffe D. (2001). "Osteocyte-osteoclast morphological relationships and putative role of osteocytes in bone remodeling". *J Musculoskel Neuron Interact*, 1(4), 327-332.
- Paluska S.A. und Schwenk T.L. (2000). "Physical activity and mental health: current concepts". *Sports Med*, 29(3), 167-180.
- Parfitt A.M. (2002). "Targeted and nontargeted bone remodeling: relationship to basic multicellular unit origination and progression". *Bone*, 30(1), 5-7.
- Petruzzello S.J., Landers D.M., Hatfield B.D., Kubitz K.A. und Salazar W. (1991). "A meta-analysis on the anxiety-reducing effects of acute and chronic exercise. Outcomes and mechanisms". *Sports Med*, 11(3), 143-182.
- Pette D. (1999). "Das adaptative Potential des Skelettmuskels". *Dt. Zeitschrift f. Sportmedizin*, 50(9), 262-271.

- Pettersson U., Nordstrom P., Alfredson H., Henriksson-Larsen K. und Lorentzon R. (2000). "Effect of high impact activity on bone mass and size in adolescent females: A comparative study between two different types of sports". *Calcif Tissue Int*, 67(3), 207-214.
- Ploutz-Snyder L.L. und Giamis E.L. (2001). "Orientation and familiarization to 1RM strength testing in old and young women (Abstract)". *J Strength Cond Res*, 15(4), 519-523.
- Pollock M.L. und Jackson A.S. (1984). "Research progress in validation of clinical methods of assessing body composition". *Med Sci Sports Exerc*, 16(6), 606-615.
- Pongratz D. (1993). "Atlas der Muskelkrankheiten", München.
- Preisinger E., Kersch-Schindl K., Wober C., Kollmitzer J., Ebenbichler G., Hamwi A., Bieglmayer C. und Kaider A. (2001). "The effect of calisthenic home exercises on postmenopausal fractures-a long-term observational study". *Maturitas*, 40(1), 61-67.
- Price D.D., Bush F.M., Long S. und Harkins S.W. (1994). "A comparison of pain measurement characteristics of mechanical visual analogue and simple numerical rating scales". *Pain*, 56(2), 217-226.
- Proctor D.N., Melton L.J., Khosla S., Crowson C.S., O'Connor M.K. und Riggs B.L. (2000). "Relative influence of physical activity, muscle mass and strength on bone density". *Osteoporos Int*, 11(11), 944-952.
- Radlinger L. (1998). "Rehabilitative Trainingslehre", Thieme, Stuttgart, New York.
- Rantanen T. und Avela J. (1997). "Leg extension power and walking speed in very old people living independently". *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 52(4), M225-231.
- Rauch F. und Rittweger J. (2001). "What is new in neuro-musculoskeletal interactions?". *J Musculoskel Neuron Interact*, 1(4), 393-398.
- Reginster J.Y., Henrotin Y., Christiansen C., Gamwell-Henriksen E., Bruyere, Collette J. und Christgau S. (2001). "Bone resorption in post-menopausal women with normal and low BMD assessed with biochemical markers specific for telopeptide derived degradation products of collagen type I". *Calcif Tissue Int*, 69(3), 130-137.
- Reid I.R. (2002). "Relationships among body mass, its components, and bone". *Bone*, 31(5), 547-555.
- Revilla M., Villa L.F., Sanchez-Atrio A., Hernandez E.R. und Rico H. (1997). "Influence of body mass index on the age-related slope of total and regional bone mineral content". *Calcif Tissue Int*, 61(2), 134-138.
- Rhodes E.C., Martin A.D., Taunton J.E., Donnelly M., Warren J. und Elliot J. (2000). "Effect of one year of resistance training on the relation between muscular strength and bone density in elderly women". *Br J Sports Med*, 34(1), 18-22.

- Riis B.J., Hansen M.A., Jensen A.M., Overgaard K. und Christiansen C. (1996). "Low bone mass and fast rate of bone loss at menopause: equal risk factors for future fracture: a 15-year follow-up study". *Bone*, 19(1), 9-12.
- Ringsberg K., Gerdhem P., Johansson J. und Obrant K.J. (1999). "Is there a relationship between balance, gait performance and muscular strength in 75-year-old women?". *Age Ageing*, 28(3), 289-293.
- Rittweger J., Beller G., Ehrig J., Jung C., Koch U., Ramolla J., Schmidt F., Newitt D., Majumdar S., Schiessl H. und Felsenberg D. (2000a). "Bone-muscle strength indices for the human lower leg". *Bone*, 27(2), 319-326.
- Rittweger J., Beller G. und Felsenberg D. (2000b). "Acute physiological effects of exhaustive whole-body vibration exercise in man". *Clin Physiol*, 20(2), 134-142.
- Robling A.G., Burr D.B. und Turner C.H. (2001). "Recovery periods restore mechanosensitivity to dynamically loaded bone". *J Exp Biol*, 204(Pt 19), 3389-3399.
- Robling A.G. und Turner C.H. (2002). "Mechanotransduction in bone: genetic effects on mechanosensitivity in mice". *Bone*, 31(5), 562-569.
- Rosenbrock H., Seifert-Klauss V., Kaspar S., Busch R. und Lippa P.B. (2002). "Changes of biochemical bone markers during the menopausal transition". *Clin Chem Lab Med*, 40(2), 143-151.
- Ross P.D. und Huang C. (2000). "Hip fracture incidence among Caucasians in Hawaii is similar to Japanese. A population-based study". *Ageing (Milano)*, 12(5), 356-359.
- Rothmuller C. und Cafarelli E. (1995). "Effect of vibration on antagonist muscle coactivation during progressive fatigue in humans". *J Physiol*, 485(Pt 3), 857-864.
- Roy R.R. und Edgerton R. (1994). "Bau und Funktion der Skelettmuskulatur". In Komi P.V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 121-134.
- Rubin C., Judex S. und Hadjiargyrou M. (2002a). "Skeletal adaptation to mechanical stimuli in the absence of formation or resorption of bone". *J Musculoskel Neuron Interact*, 2(3), 264-267.
- Rubin C., Turner A.S., Mallinckrodt C., Jerome C., McLeod K. und Bain S. (2002b). "Mechanical strain, induced noninvasively in the high-frequency domain, is anabolic to cancellous bone, but not cortical bone". *Bone*, 30(3), 445-452.
- Rubin C.T., Gross T.S., McLeod K.J. und Bain S.D. (1995). "Morphologic stages in lamellar bone formation stimulated by a potent mechanical stimulus". *J Bone Miner Res*, 10(3), 488-495.
- Rubin C.T., Sommerfeldt D.W., Judex S. und Qin Y. (2001). "Inhibition of osteopenia by low magnitude, high-frequency mechanical stimuli". *Drug Discov Today*, 6(16), 848-858.

- Runge M. (1997). "Die multifaktorielle Pathogenese von Gehstörungen, Stürzen und Hüftfrakturen im Alter". *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, 30(4), 267-273.
- Runge M. (2000). "Wenn Hochbetagte aus dem Leben fallen". *Der Allgemein- arzt*, 4, 286-294.
- Runge M., Rehfeld G. und Resnick E. (2000). "Balance training and exercise in geriatric patients". *J Musculoskel Neuron Interact*, 1, 61-65.
- Ryan A.S., Treuth M.S., Hunter G.R. und Elahi D. (1998). "Resistive training maintains bone mineral density in postmenopausal women". *Calcif Tissue Int*, 62(4), 295-299.
- Sabatier J.P., Guaydier-Souquieres G., Benmalek A. und Marcelli C. (1999). "Evolution of lumbar bone mineral content during adolescence and adulthood: a longitudinal study in 395 healthy females 10-24 years of age and 206 premenopausal women". *Osteoporos Int*, 9(6), 476-482.
- Sale D.G. (1988). "Neural adaptation to resistance training". *Med Sci Sports Exerc*, 20(5 Suppl), S135-145.
- Sato Y., Inose M., Higuchi I., Higuchi F. und Kondo I. (2002). "Changes in the supporting muscles of the fractured hip in elderly women". *Bone*, 30(1), 325-330.
- Schiessl H., Frost H.M. und Jee W.S. (1998). "Estrogen and bone-muscle strength and mass relationships". *Bone*, 22(1), 1-6.
- Schiller P.C., D'Ippolito G., Balkan W., Roos B.A. und Howard G.A. (2001). "Gap-junctional communication is required for the maturation process of osteoblastic cells in culture". *Bone*, 28(4), 362-369.
- Schlumberger A., Salin D. und Schmidtbleicher D. (2001). "Krafttraining unter Vibrationseinwirkung". *Sportverletzung Sportschaden*, 15, 1-7.
- Schmidt R. und Thews G. (1997). "Physiologie des Menschen", Springer, Berlin, Heidelberg, New York.
- Schmolke B. (2001). "Labordiagnostik der Osteoporose". *Orthopäde*, 30, 425-436.
- Schönau E. (1998). "Problems of bone analysis in childhood and adolescence". *Pediatric Nephrology*, 12, 420-429.
- Schwenkmezger P. und Schlicht W. (1994). "Sport in der Primärprävention". *Sportwissenschaft*, 24, 215-232.
- Seeman E. (2001). "During aging, men lose less bone than women because they gain more periosteal bone, not because they resorb less endosteal bone". *Calcif Tissue Int*, 69(4), 205-208.
- Seeman E. (2002). "An exercise in geometry". *J Bone Miner Res*, 17(3), 373-380.
- Seifert-Klauss V., Mueller J.E., Luppä P., Probst R., Wilker J., Hoss C., Treumann T., Kastner C. und Ulm K. (2002). "Bone metabolism during the perimenopausal transition: a prospective study". *Maturitas*, 41(1), 23-33.

- Shipman A.J., Guy G.W., Smith I., Ostlere S., Greer W. und Smith R. (1999). "Vertebral bone mineral density, content and area in 8789 normal women aged 33-73 years who have never had hormone replacement therapy". *Osteoporos Int*, 9(5), 420-426.
- Siffert R.S., Luo G.M., Cowin S.C. und Kaufman J.J. (1996). "Dynamic relationships of trabecular bone density, architecture, and strength in a computational model of osteopenia". *Bone*, 18(2), 197-206.
- Sinaki M., Itoi E., Wahner H.W., Wollan P., Gelzcer R., Mullan B.P., Collins D.A. und Hodgson S.F. (2002). "Stronger back muscles reduce the incidence of vertebral fractures: a prospective 10 year follow-up of postmenopausal women". *Bone*, 30(6), 836-841.
- Sinaki M. und Offord K.P. (1988). "Physical activity in postmenopausal women: effect on back muscle strength and bone mineral density of the spine". *Arch Phys Med Rehabil*, 69(4), 277-280.
- Sinaki M., Wahner H.W., Bergstralh E.J., Hodgson S.F., Offord K.P., Squires R.W., Swee R.G. und Kao P.C. (1996). "Three-year controlled, randomized trial of the effect of dose-specified loading and strengthening exercises on bone mineral density of spine and femur in nonathletic, physically active women". *Bone*, 19(3), 233-244.
- Singh M.A., Ding W., Manfredi T.J., Solares G.S., O'Neill E.F., Clements K.M., Ryan N.D., Kehayias J.J., Fielding R.A. und Evans W.J. (1999). "Insulin-like growth factor I in skeletal muscle after weight-lifting exercise in frail elders". *Am J Physiol*, 277(1 Pt 1), E135-143.
- Skinner J.S. (1989). "Bedeutung des höheren Lebensalter für Belastungsuntersuchungen und Trainingsempfehlungen". In Skinner J.S. (Hrsg.): *Rezepte für Sport und Bewegungstherapie*. Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 95-104.
- Snow-Harter C., Bouxsein M., Lewis B., Charette S., Weinstein P. und Marcus R. (1990). "Muscle strength as a predictor of bone mineral density in young women". *J Bone Miner Res*, 5(6), 589-595.
- Starkey D.B., Pollock M.L., Ishida Y., Welsch M.A., Brechue W.F., Graves J.E. und Feigenbaum M.S. (1996). "Effect of resistance training volume on strength and muscle thickness". *Med Sci Sports Exerc*, 28(10), 1311-1320.
- Steinacker J.M., Wang L., Lormes S., Reißnecker S. und Liu Y. (2002). "Strukturanpassungen des Skelettmuskels auf Training". *Dt. Zeitschrift f. Sportmedizin*, 53(12), 354-360.
- Stepan J.J. (2000). "Prediction of bone loss in postmenopausal women". *Osteoporos Int*, 11(Suppl 6), S45-54.
- Stoll T., Huber E., Seifert B., Michel B.A. und Stucki G. (2000). "Maximal isometric muscle strength: normative values and gender-specific relation to age". *Clin Rheumatol*, 19(2), 105-113.
- Swaminathan R. (2001). "Biochemical markers of bone turnover". *Clinica Chimica Acta*, 313, 95-105.
- Taaffe D.R. und Marcus R. (2000). "Musculoskeletal health and the older adult". *J Rehabil Res Dev*, 37(2), 245-254.

- Tesch P.A. (1994). "Kurzzeitige und langfristige histochemische und biochemische Adaptationen im Skelettmuskel". In Komi P.V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 240-265.
- Thews G., Mutschler E. und Vaupel M.A. (1989). "Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen", Stuttgart.
- Thomsen J.S., Ebbesen E.N. und Mosekilde L. (2002). "Zone-dependent changes in human vertebral trabecular bone: clinical implications". *Bone*, 30(5), 664-669.
- Tinetti M.E., Baker D.I., McAvay G., Claus E.B., Garrett P., Gottschalk M., Koch M.L., Trainor K. und Horwitz R.I. (1994). "A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community". *N Engl J Med*, 331(13), 821-827.
- Tittel K. (1994). "Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen", Urban & Fischer, Jena, Stuttgart.
- Torrance A.G., Mosley J.R., Suswillo R.F. und Lanyon L.E. (1994). "Noninvasive loading of the rat ulna in vivo induces a strain-related modeling response uncomplicated by trauma or periosteal pressure". *Calcif Tissue Int*, 54(3), 241-247.
- Torvinen S., Kannu P., Sievanen H., Jarvinen T.A., Pasanen M., Kontulainen S., Jarvinen T.L., Jarvinen M., Oja P. und Vuori I. (2002). "Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study". *Clin Physiol Funct Imaging*, 22(2), 145-152.
- Tracy B.L., Ivey F.M., Hurlbut D., Martel G.F., Lemmer J.T., Siegel E.L., Metter E.J., Fozard J.L., Fleg J.L. und Hurley B.F. (1999). "Muscle quality. II. Effects of strength training in 65- to 75-yr-old men and women". *J Appl Physiol*, 86(1), 195-201.
- Tsuzuku S., Shimokata H., Ikegami Y., Yabe K. und Wasnich R.D. (2001). "Effects of high versus low-intensity resistance training on bone mineral density in young males". *Calcif Tissue Int*, 68(6), 342-347.
- Turner C.H. (1998a). "Exercise as a therapy for osteoporosis: the drunk and the street lamp, revisited". *Bone*, 23(2), 83-85.
- Turner C.H. (1998b). "Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli". *Bone*, 23(5), 399-407.
- Turner C.H. (2002). "Biomechanics of bone: determinants of skeletal fragility and bone quality". *Osteoporos Int*, 13(2), 97-104.
- Turner C.H. und Beamer W.G. (2002). "Is skeletal mechanotransduction under genetic control?". *J Musculoskel Neuron Interact*, 2(3), 237-238.
- Turner C.H., Owan I., Alvey T., Hulman J. und Hock J.M. (1998). "Recruitment and proliferative responses of osteoblasts after mechanical loading in vivo determined using sustained-release bromodeoxyuridine". *Bone*, 22(5), 463-469.

- Turner C.H. und Pavalko F.M. (1998). "Mechanotransduction and functional response of the skeleton to physical stress: the mechanisms and mechanics of bone adaptation". *J Orthop Sci*, 3(6), 346-355.
- Uusi-Rasi K., Sievanen H., Pasanen M., Oja P. und Vuori I. (2002). "Association of physical activity and calcium intake with the maintenance of bone mass in premenopausal women". *Osteoporos Int*, 13(3), 211-217.
- van der Meulen M.C. und Huijckes R. (2002). "Why mechanobiology? A survey article". *J Biomech*, 35(4), 401-414.
- van Tulder M.W., Koes B.W. und Bouter L.M. (1997). "Conservative treatment of acute and chronic nonspecific low back pain. A systematic review of randomized controlled trials of the most common interventions". *Spine*, 22(18), 2128-2156.
- Vashishth D., Verborgt O., Divine G., Schaffler M.B. und Fyhrie D.P. (2000). "Decline in osteocyte lacunar density in human cortical bone is associated with accumulation of microcracks with age". *Bone*, 26(4), 375-380.
- Vessey M., Mant J. und Painter R. (1998). "Oral contraception and other factors in relation to hospital referral for fracture. Findings in a large cohort study". *Contraception*, 57(4), 231-235.
- Vincent K.R. und Braith R.W. (2002). "Resistance exercise and bone turnover in elderly men and women". *Med Sci Sports Exerc*, 34(1), 17-23.
- Vincent K.R., Braith R.W., Feldman R.A., Kallas H.E. und Lowenthal D.T. (2002). "Improved cardiorespiratory endurance following 6 months of resistance exercise in elderly men and women". *Arch Intern Med*, 162(6), 673-678.
- Völker K. (2002). "11 : 0 für die Gesundheit". *Dt. Zeitschrift f. Sportmedizin*, 53(7+8), VI-VII.
- Vuori I.M. (2001). "Dose-response of physical activity and low back pain, osteoarthritis, and osteoporosis". *Med Sci Sports Exerc*, 33(6 Suppl), S551-586; discussion 609-510.
- Wachter N.J., Augat P., Mentzel M., Sarkar M.R., Krischak G.D., Kinzl L. und Claes L.E. (2001). "Predictive value of bone mineral density and morphology determined by peripheral quantitative computed tomography for cancellous bone strength of the proximal femur". *Bone*, 28(1), 133-139.
- Wachter N.J., Krischak G.D., Mentzel M., Sarkar M.R., Ebinger T., Kinzl L., Claes L. und Augat P. (2002). "Correlation of bone mineral density with strength and microstructural parameters of cortical bone in vitro". *Bone*, 31(1), 90-95.
- Wallace B.A. und Cumming R.G. (2000). "Systematic review of randomized trials of the effect of exercise on bone mass in pre- and postmenopausal women". *Calcif Tissue Int*, 67(1), 10-18.
- Wang X., Shen X., Li X. und Agrawal C.M. (2002). "Age-related changes in the collagen network and toughness of bone". *Bone*, 31(1), 1-7.

- Warner S.E., Shaw J.M. und Dalsky G.P. (2002). "Bone mineral density of competitive male mountain and road cyclists". *Bone*, 30(1), 281-286.
- Weaver C.M., Teegarden D., Lyle R.M., McCabe G.P., McCabe L.D., Proulx W., Kern M., Sedlock D., Anderson D.D., Hillberry B.M., Peacock M. und Johnston C.C. (2001). "Impact of exercise on bone health and contraindication of oral contraceptive use in young women". *Med Sci Sports Exerc*, 33(6), 873-880.
- Weyerer S. und Kupfer B. (1994). "Physical exercise and psychological health". *Sports Med*, 17(2), 108-116.
- Wiemann K., Klee A. und Startmann M. (1998). "Filamentäre Quellen der Muskel-Ruhespannung und die Behandlung der muskulären Dysbalancen". *Dt. Zeitschrift f. Sportmedizin*, 49(4), 111-117.
- Wiemann K., Klee A. und Startmann M. (1999). "Filamentäre Quellen der Muskelruhespannung und die Behandlung muskulärer Dysbalancen". *Krankengymnastik*, 51, 628-640.
- Wolff I., van Croonenborg J.J., Kemper H.C., Kostense P.J. und Twisk J.W. (1999). "The effect of exercise training programs on bone mass: a meta-analysis of published controlled trials in pre- and postmenopausal women". *Osteoporos Int*, 9(1), 1-12.
- Wydra G., Glück S. und Roemer K. (1999). "Kurzfristige Effekte verschiedener singulärer Muskeldehnungen". *Dt. Zeitschrift f. Sportmedizin*, 50(1), 10-16.
- Yeni Y.N., Brown C.U., Wang Z. und Norman T.L. (1997). "The influence of bone morphology on fracture toughness of the human femur and tibia". *Bone*, 21(5), 453-459.
- Yeni Y.N. und Fyhrie D.P. (2002). "Fatigue damage-fracture mechanics interaction in cortical bone". *Bone*, 30(3), 509-514.
- Zamparo P., Minetti A.E. und Di Prampero P.E. (2002). "Interplay among the changes of muscle strength, cross-sectional area and maximal explosive power: theory and facts". *Eur J Appl Physiol*, 88(3), 193-202.
- Zernicke R.F. und Loitz B.J. (1994). "Trainingseinflüsse auf das Bindegewebe". In Komi P.V. (Hrsg.): *Kraft und Schnellkraft im Sport*. Dt. Ärzte-Verlag, Köln, 86-103.
- Zioupos P. und Currey J.D. (1998). "Changes in the stiffness, strength, and toughness of human cortical bone with age". *Bone*, 22(1), 57-66.

A. Fragebogen Ernährung

**Ernährungsprotokoll
AKTIV2001**
Trainingsstudie

Name: _____
 Datum von _____ bis _____ 2001
 Gewicht zu Beginn: _____ kg
 Gewicht am Ende: _____ kg

Lebensmittel	Portionsgröße	Anzahl	Sum.
Brot, Semmeln			
Graubrot	Scheibe 40,0 g		
Weißbrot, Toast	Scheibe 25,0 g		
1/2 Semmel	Stück 25,0 g		
1/2 Vollkornsemmel	Stück 30,0 g		
Vollkornbrot	Scheibe 45,0 g		
Knäckebrot	Scheibe 10,0 g		
Brotaufstriche			
Butter, Margarine	Teelöffel 15,0 g		
Wurst (Brotbelag)	Portion 25,0 g		
Wurst fettreduziert	Portion 25,0 g		
Vorder-/Hinterschinken	Portion 30,0 g		
Käse 20-40% Fett i.Tr.	Portion 30,0 g		
Käse > 40% Fett i.Tr.	Portion 30,0 g		
Marmelade, Gelee	Teelöffel 10,0 g		

Honig	Teelöffel 10,0 g		
Nußnougatcreme	Portion 20,0 g		
Magerquark	Eßlöffel 30,0 g		
Speisequark	Eßlöffel 30,0 g		
Eier	Stück 60,0 g		
Frühstücksflocken			
Haferflocken, trocken	Eßlöffel 10,0 g		
Früchte-Musli	Becher 90,0 g		
Knuspermüsli	Becher 90,0 g		
Frischkornbrei	Tasse 125,0 g		
Cornflakes, trocken	Tasse 20,0 g		
Kaffee, Tee, Milch, Joghurt			
Kaffee	Tasse 125,0 ml		
Fruchttee, Kräutertee	Tasse 200,0 ml		
Schwarztee	Tasse 125,0 ml		
Dosenmilch	Teelöffel 5,0 g		
Zucker	Teelöffel 5,0 g		
Kakao	Tasse 125,0 ml		
Trinkmilch 3,5 %	Tasse 125,0 ml		
Trinkmilch 1,5 %	Tasse 125,0 ml		
Buttermilch	Tasse 125,0 g		
Joghurt 3,5 % Fett	kl. Becher 150,0 g		
Joghurt 1,5 % Fett	kl. Becher 150,0 g		
Joghurt 0,3 % Fett	kl. Becher 150,0 g		
Joghurt mit Früchten	kl. Becher 150,0 g		
Fleisch, warme Wurst			
Kotelett, Schnitzel pan.	Portion 125,0 g		
Steak, Schnitzel natur	Portion 160,0 g		

Putenschnitzel	Portion 125,0 g		
Braten	Portion 125,0 g		
Gulasch, Ragout	Tasse 125,0 g		
Bratwurst	Stück 100,0 g		
Fleisch-, Kochwurst	Portion 100,0 g		
Fleischpflanzerl	Stück 100,0 g		
1/2 Hähnchen	Stück 370,0 g		
Kartoffeln, Klöße			
Kartoffeln	Stück 80,0 g		
Kartoffelpüree	Tasse 150,0 g		
Klöße, Knodel	Stück 80,0 g		
Bratkartoffeln	Tasse 120,0 g		
Pommes Frites	Portion 100,0 g		
Reis, Teigwaren			
Reis, gekocht	Tasse 100,0 g		
Nudeln, gekocht	Portion 250,0 g		
Pizza, mittelgroß	Portion 300,0 g		
Pfannkuchen	Stück 180,0 g		
Soßen			
Soße	Eßlöffel 15,0 g		
Hackfleischsoße	Portion 75,0 g		
Tomatensoße	Portion 60,0 g		
Gekochtes Gemüse			
Gemüse-Eintöpfe	Portion 450,0 g		
Blau-, Weiß-, Sauerkraut	Portion 200,0 g		
Spinat gegart	Portion 150,0 g		
Blumenkohl, Broccoli	Portion 200,0 g		
Rosenkohl, Kohlrabi	Portion 250,0 g		

Mineralwasser	1 Liter		
Gemüsesaft	Glas 200,0 ml		
Bier alkoholfrei	Flasche 500,0 ml		
Bier	Flasche 500,0 ml		
Wein, Sekt	Glas 125,0 ml		
Spirituosen	Schnapsglas 20,0 ml		
Likör, Apfelnorm	Schnapsglas 20,0 ml		
Obst			
Apfel	mittelgroß 125,0 g		
Orange	mittelgroß 200,0 g		
Birne, Pfirsich	mittelgroß 140,0 g		
Banane	mittelgroß 150,0 g		
Trauben, Beeren	Portion 100,0 g		
Trockenobst	Tasse 70,0 g		
Kuchen, Dessert			
Obstkuchen	Stück 100,0 g		
Trockenkuchen	Stück 70,0 g		
Sahne-, Cremestorte	Stück 120,0 g		
Schlagsahne	Eßlöffel 20,0 g		
Speiseeis	Portion 75,0 g		
Pudding	Tasse 150,0 g		
Kompott, Apfelmus	Portion 125,0 g		
Süßwaren, Snacks			
Bonbon	Stück 5,0 g		
Kecke	Stück 5,0 g		
Schokolade	Stückchen 6,0 g		
Mars, Nuts, etc.	Stück 60,0 g		
Müsl-Riegel	Stück 25,0 g		

Möhren gedünstet	Portion 200,0 g		
Bohnen, Erbsen grün	Portion 200,0 g		
Zucchini gedünstet	Portion 200,0 g		
Pilze	Portion 150,0 g		
Suppen			
Klare Suppe	Becher 200,0 g		
Gebundene Suppe	Becher 200,0 g		
Suppen-Eintopf	Becher 200,0 g		
Salate			
Tomaten, Radieschen	Stück 50,0 g		
Gurke frisch	Portion 150,0 g		
Blattsalat, angemacht	Portion 200,0 g		
Rohkostsalat angem.	Portion 250,0 g		
Kartoffelsalat	Tasse 125,0 g		
Fleischsalat	Portion 100,0 g		
Heringssalat	Portion 100,0 g		
Fisch			
Fisch, gekocht	Portion 200,0 g		
Fisch, gebraten	Portion 150,0 g		
Fischstäbchen	Stück 30,0 g		
Fischkonserve	Dose 180,0 g		
Fisch, geräuchert	Stück 70,0 g		
Rollmops, Matjes	Stück 90,0 g		
Meeresfruchte	Portion 100,0 g		
Getränke			
Fruchtsaft	Glas 200,0 ml		
Limonade, Cola	Glas 200,0 ml		
Dietgetränke	Glas 200,0 ml		

Pralinen	Stück 13,0 g		
Nüsse	Portion 25,0 g		
Salzstangen	Portion 30,0 g		
Kartoffelchips	Portion 25,0 g		
Lebensmittel und Speisen, die nicht in dieser Liste aufgeführt sind			
Lebensmittel	Portionsgröße	Anzahl	Sum.

DGE-PC

Beachten Sie dabei bitte:

- Nehmen Sie Ihr Ernährungsprotokoll überall mit hin. Notieren Sie bitte alles. Auch z.B. Nüsse, Bonbons und Snacks beim Fernsehen. Versuchen Sie während dieser Woche nicht abzunehmen, aber auch nicht zuzunehmen.
- Machen Sie jeweils einen Strich für die angegebene Portionsmenge.
- Die Bezeichnung „Tasse“ ist ein Maß für die Menge, die in eine normale Kaffeetasse passt.
- Ändern Sie die Mengenbezeichnungen nicht.
- Geben Sie Ihr Gewicht vor und nach der Woche an.
- Nach sieben Tagen zählen Sie bitte Ihre Strichlisten zusammen und tragen in die entsprechenden Kästchen die Summe ein.

B. Fragebogen Bewegungsindex

Name:

Geburtsdatum:

Trainingsbeginn:

Technische Universität München
Lehrstuhl und Poliklinik für
Präventive und Rehabilitative Sportmedizin
 AG MuskuloSkeletale Interaktionen
 Connollystrasse 32, 80809 München
 Tel.: 089/289-24437 Fax: 089/289-24453

Bewegungsindex nach Sinaki / Mayo Clinic

Score	Hausarbeit	Beruf	Sport
0 sehr leicht 1,5-2 MET (37-50 Watt)	Nur mit Hilfe möglich	Geistige Tätigkeit, Schreibtischarbeit, mit Verkehrsmitteln zur Arbeit	Keinerlei Sport
1 leicht 2-3 MET (50-75 Watt)	Leichte Hausarbeit, kein schweres Heben oder anstrengende Tätigkeiten	Geistige Tätigkeit, Schreibtischarbeit, zu Fuß bis 2 km zur Arbeit, Verkäuferin, Lehrerin	Sehr selten Sport Unregelmäßige Spaziergänge bis 2 km
2 leicht bis mittel 4-5 MET (100-125 Watt)	Leichte Hausarbeit mit Einkaufen und Kochen	Leichte Hausarbeit als Haupttätigkeit, Büroarbeit mit leichter körperlicher Betätigung	Spaziergänge ca. 2 km dreimal pro Woche
3 mittel 5-6 MET (125-150 Watt)	Durchschnittliche Hausarbeit mit schwerem Heben	Leichte körperliche Arbeit ohne regelmäßiges schweres Heben	Tägliche Gymnastik oder leichte Bewegung mit niedriger Belastung
4 mittel bis schwer 6-7 MET (150-175 Watt)	Haus- und Gartenarbeit, Rasenmähen, zeitweiliges schweres Heben	Haus- und Gartenarbeit, gemäßigte körperliche Belastung in der Arbeit mit schwerem Heben	Sportarten mit geringer Belastungsintensität 1-2 x/Woche, Golf, ruhiges Tanzen, gemütliches Radfahren
5 Schwer 7-8 MET (175-200 Watt)	Regelmäßiges schweres Heben, Haushalt mit kleinen Kindern unter 4 Jahren	Mittelschwere körperliche Arbeit mit regelmäßigem schweren Heben	Radfahren (> 10 km/h) 3 x 30 min/Woche Schwimmen 30 min/ 3 x Woche Jogging 15 min/3 x Woche
6 sehr schwer 8-10 MET (ab 200 Watt)	Regelmäßige schwere Hausarbeit, Instandhaltung des Hauses, Schnee räumen, Fenster putzen...	Regelmäßige schwere Hausarbeit, Arbeit in landwirtschaftlichem Betrieb	Jogging 8-15 km/Woche Sport mehr als 3 x /30 min/Woche
Zutreffender Zahlenwert			

Lesen Sie sich bitte in Ruhe die möglichen Kategorien durch und tragen Sie unten den jeweiligen Zahlenwert für den Bereich Hausarbeit, Beruf und Sport ein.

C. Fragebogen Visuelle Analogskala

Name:

Datum:

Uhrzeit:

Technische Universität München
 Lehrstuhl und Poliklinik für
 Präventive und Rehabilitative Sportmedizin
 AG Muskuloskeletale Interaktionen
 Connollystrasse 32, 80809 München
 Tel.: 089/289-24437 Fax: 089/289-24453

Fragebogen zur Bewertung von Befindlichkeit, Nackenschmerzen und Kreuzschmerzen

Um im Rahmen der Studie Veränderungen Ihrer Befindlichkeit und Ihrer Schmerzen im Nacken- und Rückenbereich beobachten zu können, sollen Sie diesen Fragebogen zu folgenden Zeiten ausfüllen (bitte **andkreuzen**, wann Sie gerade den Bogen ausfüllen):

- Am Morgen eines Trainingstages direkt nach dem Aufstehen
- Direkt vor dem Training
- Direkt nach dem Training

Markieren Sie bitte auf den drei nachfolgenden 3 Skalen möglichst den **genauen Punkt** Ihres momentanen Befindens oder Schmerzbefindens mit einem kleinen Kreuz.

Allgemeines Befinden

Kreuzschmerz

Nackenschmerz

Bemerkungen

Gewidmet meinem geliebten Mann, der viel zu früh gestorben ist!

Ein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Jeschke, der die Durchführung der Studie mit den vielen Untersuchungen, dem Trainingsbetrieb und den damit verbundenen Aufgaben am Lehrstuhl für Prävention und Rehabilitation ermöglichte. Die Mitarbeit am Lehrstuhl war in jeder Hinsicht eine wissenschaftlich interessante und gewinnbringende Zeit.

Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. Grosser danke ich für die Annahme der Promotion und die Unterstützung durch die verschiedenen Gespräche, die immer wieder wesentliche Impulse für die Fortführung der Arbeit gaben.

Wesentlich zum Gelingen der Studie trug der Studienarzt Otto Zelger bei, der alle ärztlichen Untersuchungen und Ergometrien der Probandinnen durchführte und die Teilnehmerinnen bestens betreute.

Ein herzlicher Dank gilt auch den MTA's des Lehrstuhls für Prävention und Rehabilitation für die angenehme Zusammenarbeit in der Poliklinik und die großartige Unterstützung bei der Verarbeitung der zahlreichen Laborparameter.

Allen Übungsleiterinnen und -leitern gilt ein herzlicher Dank für die gewissenhafte und zuverlässige Unterstützung in der Trainingsdurchführung, die die regelmäßige Teilnahme der Frauen wesentlich gefördert hat.

Auch unsere Studienteilnehmerinnen haben zum guten Gelingen der Studie beigetragen, indem sie die Studie sehr ernst genommen haben und gewissenhaft zum Training und zu den Untersuchungen erschienen sind.

Meiner Schwägerin Carla Zipser danke ich für das gründliche Korrekturlesen.

Daneben gilt auch meinem Mann ein großer Dank, der für die Verwaltung der fast 10.000 Befindlichkeitsfragebögen eine Access-Datenbank mit allen gewünschten Abfragemöglichkeiten entwarf und betreute und bei allen Computer-Problemen individuelle Lösungen für mich entwickelte.

Meine Eltern ermöglichten mir die Durchführung der Doktorarbeit, indem sie meine Töchter während meiner Arbeitszeit liebevoll betreuten.

Ganz besonders gilt mein Dank aber meinem Kollegen Christoph Lammel, mit dem ich gemeinsam diese Studie betreut habe, für die gute Zusammenarbeit, seine gewissenhafte und zuverlässige Arbeitsweise und die vielen Diskussionen und guten Gespräche, die die Arbeitszeit angenehm und interessant gemacht haben.